

学位論文 博士（工学）

多空間デザインモデルに基づく
座り心地知識体系の構築

2017 年度

慶應義塾大学大学院理工学研究科

平 尾 章 成

目次

第1章 序論

| | |
|---------------------|---|
| 1.1 研究背景 | 1 |
| 1.2 座り心地研究の現状と課題 | 2 |
| 1.3 研究目的, 方法と本論文の構成 | 8 |

第2章 多空間デザインモデルを用いた座り心地知識体系の構築

| | |
|-----------------------|----|
| 2.1 緒言 | 11 |
| 2.2 座り心地知識の抽出 | 12 |
| 2.2.1 座り心地の対象領域 | 12 |
| 2.2.2 多空間デザインモデル | 12 |
| 2.2.3 時間軸 | 14 |
| 2.2.4 文献の抽出条件 | 15 |
| 2.2.5 要素の抽出方法 | 15 |
| 2.3 文献調査に基づく座り心地知識の分析 | 16 |
| 2.3.1 知識の分析方法 | 16 |
| 2.3.2 研究知識の分析結果 | 17 |
| 2.3.3 抽出した要素と要素間関係図 | 22 |
| 2.3.4 国内外における研究の差異 | 23 |
| 2.4 座り心地知識体系の構築 | 24 |
| 2.4.1 知識体系の定義 | 24 |

| | |
|-----------------------|----|
| 2.4.2 座り心地知識体系 | 25 |
| 2.5 知識体系の考察による研究課題の抽出 | 27 |
| 2.6 結言 | 28 |
| 第3章 座位姿勢の生体内負荷推定手法の開発 | |
| 3.1 緒言 | 29 |
| 3.2 身体モデル | 30 |
| 3.2.1 身体モデルの構成 | 30 |
| 3.2.2 剛体リンクモデル | 31 |
| 3.2.3 筋骨格モデル | 32 |
| 3.2.4 腰椎モデル | 35 |
| 3.2.5 腹腔モデル | 37 |
| 3.3 生体内負荷推定手法の提案 | 40 |
| 3.3.1 手法の概要 | 40 |
| 3.3.2 入力データの計測手法 | 42 |
| 3.3.3 骨格姿勢の推定手法 | 43 |
| 3.3.4 筋張力推定手法 | 44 |
| 3.4 手法の有効性検証 | 46 |
| 3.4.1 手法の妥当性 | 46 |
| 3.4.2 生体内負荷推定の適用例 | 48 |
| 3.5 結言 | 49 |
| 第4章 座位姿勢の決定メカニズムの解明 | |
| 4.1 緒言 | 51 |
| 4.2 解析方法 | 52 |
| 4.2.1 解析の手順 | 52 |
| 4.2.2 入力データの計測条件 | 52 |
| 4.3 結果と考察 | 55 |
| 4.3.1 着座条件による座位姿勢の差異 | 55 |

| | |
|--------------------------------|-----|
| 4.3.2 姿勢決定要因 | 57 |
| 4.3.3 生体力学に基づく座位姿勢決定の特徴 | 63 |
| 4.4 生体力学に基づく座位姿勢の決定要因 | 64 |
| 4.5 結言 | 64 |
| | |
| 第5章 座位姿勢決定要因を考慮した肉体疲労低減運転姿勢の開発 | |
| 5.1 緒言 | 67 |
| 5.2 肉体疲労低減運転姿勢の開発 | 67 |
| 5.2.1 着座姿勢の最適化 | 69 |
| 5.2.2 最適化姿勢の生体力学的解析 | 75 |
| 5.3 長時間運転時における肉体疲労低減効果の検証 | 79 |
| 5.3.1 実験方法 | 80 |
| 5.3.2 実験結果 | 84 |
| 5.4 考察 | 92 |
| 5.5 結言 | 96 |
| | |
| 第6章 肉体疲労低減シート試作による設計知識の有効性検証 | |
| 6.1 緒言 | 99 |
| 6.2 肉体疲労低減姿勢の設計知識の適用 | 100 |
| 6.3 疲労低減効果の事前予測 | 101 |
| 6.4 着座姿勢および着座面の最適化 | 102 |
| 6.4.1 実験方法 | 102 |
| 6.4.2 実験結果 | 103 |
| 6.4.3 試作シート | 106 |
| 6.5 試作シートの評価 | 106 |
| 6.5.1 体圧分布 | 106 |
| 6.5.2 着座姿勢の再現性 | 108 |
| 6.5.3 疲労低減効果 | 109 |
| 6.5.4 設計知識の有効性 | 114 |

| | |
|---------------------------|-----|
| 6.6 結言 | 115 |
| 第7章 座り心地知識体系の再構築 | |
| 7.1 緒言 | 119 |
| 7.2 座り心地知識体系の再構築 | 119 |
| 7.2.1 本研究で得た座り心地知識の集成 | 119 |
| 7.2.2 座り心地設計知識の組込み | 120 |
| 7.2.3 座り心地知識ベースの作成 | 124 |
| 7.3 座り心地知識体系の有用性 | 130 |
| 7.3.1 助手席専用シートの機能デザインへの適用 | 130 |
| 7.3.2 適用結果による考察 | 135 |
| 7.4 結言 | 136 |
| 第8章 結論 | |
| 8.1 本研究の成果 | 137 |
| 8.2 今後の展望 | 139 |
| 謝辞 | 143 |
| 参考文献 | 145 |
| 著者論文目録 | 165 |
| 付録 -AHP 分析結果 | 175 |

記号表

| | | |
|---------------|---|---|
| T | : | 腹部筋膜膨隆高さ [m] |
| R | : | 腹部筋膜膨隆円弧半径 [m] |
| ϕ | : | 腹部筋膜膨隆円弧中心角 [deg] |
| H | : | 腹部筋膜膨隆円弧弦長(腹部筋膜付着点間距離) [m] |
| S_1 | : | 腹部筋膜膨隆弦を前壁とする腹腔面積 [m ²] |
| S_2 | : | 腹部筋膜の円弧と弦で囲まれる腹腔面積 [m ²] |
| B | : | 体幹横幅 [m] |
| V | : | 腹腔容積 [m ³] |
| F_T | : | 腹部筋膜要素張力 [N] |
| P | : | 腹腔内圧 [Pa] |
| K_a | : | 腹部筋膜単位面積当たりのばね定数 [N/m] |
| S_a | : | 腹部筋膜水平断面積 [m ²] |
| S_1^0 | : | 基準姿勢における腹部筋膜膨隆弦を前壁とする腹腔面積 [m ²] |
| H_0 | : | 基準姿勢における腹部筋膜膨隆円弧弦長(腹部筋膜付着点間距離) [m] |
| P_0 | : | 基準姿勢における腹腔内圧 [Pa] |
| T_0 | : | 基準姿勢における腹部筋膜膨隆高さ [m] |
| V_0 | : | 基準姿勢における腹腔容積 [m ³] |
| F_{lap}^i | : | モデルの i 節に作用する腹腔内圧支持力ベクトル [N] |
| L_{lap}^i | : | モデルの i 節の矢状面方向の腹腔内圧作用面長さ [m] |
| e_{lap}^i | : | モデルの i 節の腹腔内圧の作用方向の単位ベクトル [m] |
| P_{lap}^i | : | モデルの i 節の腹腔内圧作用点の位置ベクトル [m] |
| P_{joint}^i | : | モデルの i 節の関節点の位置ベクトル [m] |
| W^i | : | i 節の自重ベクトル [N] |
| F_R^i | : | i 節の椅子反力ベクトル [N] |
| F_{joint}^i | : | i 節の下位関節点の関節反力ベクトル [N] |
| $F_{Lig_j}^i$ | : | i 節の j 番の靱帯力 [N] |
| A_{force}^i | : | 各作用力作用位置の関節点に対する位置ベクトル [m] |

| | | |
|-------------------|---|------------------------------------|
| K^i | : | i 関節の関節受動弾性モーメント [Nm] |
| M^i | : | i 関節の筋力による関節モーメント [Nm] |
| F_{Muscle}^m | : | 筋番号 m の筋張力 [N] |
| L_{Muscle}^m | : | 筋番号 m の筋の関節点周りのモーメントアーム [m] |
| S_{Muscle}^m | : | 筋番号 m の筋の生理断面積 [m ²] |
| $g(F_{Muscle}^m)$ | : | 筋番号 m の筋の属する筋群 |

第 1 章

序論

1.1 研究背景

我々の日常行為の中で、最も多用される姿勢は殿部と下肢で体重を支える座位姿勢である(佐藤 1985). 近年、輸送機械の性能向上やパーソナルコンピュータやインターネットの普及などにより、座って作業をしている時間が多くなる傾向がある. その結果、人は1日の大半を座位姿勢で過ごしており、成人の着座時間は覚醒時間の約 6 割を占めているという報告もある(岡 2013). また、最近では、この長時間座位の健康への影響が問題視されている(Owen 2009)(Levine 2015)(レヴィン 2016).

このように、長時間の着座が多く行なわれる現状においては、椅子やシートに関する快適性である座り心地が注目され、多くの研究が行なわれている. 図 1-1 に、科学技術論文データベースである Web of Science より得られた椅子・シートの快適性に関する研究文献数の推移を示す. これより、椅子・シートの快適性に関する研究文献数は年々増加傾向にあることがわかる.

このように、椅子・シートに関する快適性を扱う研究が多く行なわれると共に、座り心地に関する研究知識が蓄積されている. しかし、座り心地の研究知識とは、ヒトが感じる心理的・生理的な要素とそれに関わるシートの物理的な要素など、様々な要素により構成されており、煩雑化していると考えられる. さらに、その多くは、設計現場における開発試作品の評価に基づく設計解の最適化が中心で

あり、座り心地の知識と知識間の関係が複雑であるため、明確な体系化がされていないのが現状である(da Silva 2012)(三家 2004)。そのため、設計者がシートを設計する際に的確に研究知識を活用することが困難であり、新たな研究課題の発見が難しい。これに加え、座り心地に関する定量化が行われていないため、現状のシート設計では設計者の経験・知識量に依存している部分が多い(多田 1991)。そこで、様々な設計者が知識を活用できるよう、座り心地の研究を体系的に整理し、構成する知識を明確化し、実際の設計に適用可能な状態にすることが必要である。

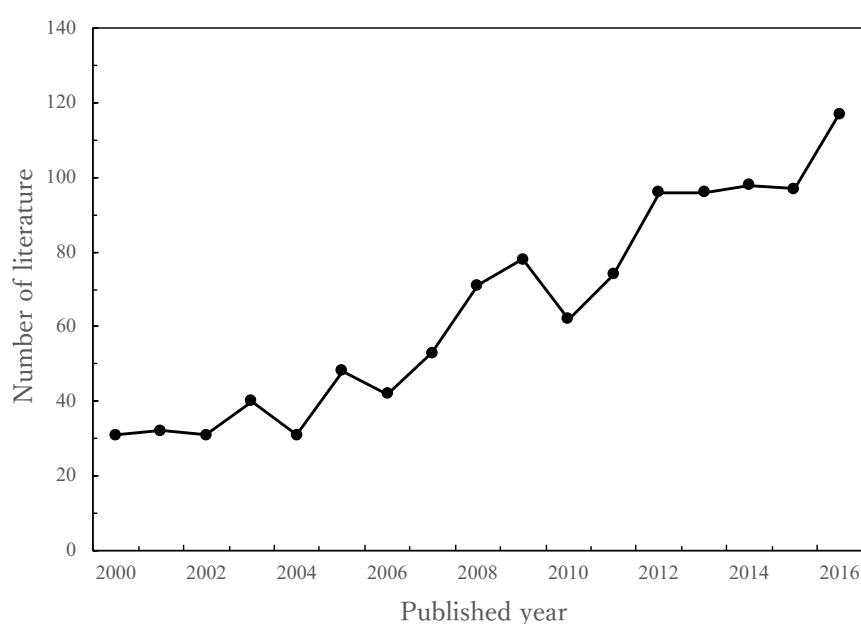


図1-1 椅子・シートに関する研究文献数の推移

1.2 座り心地研究の現状と課題

椅子は、その起源を古代エジプトに発するが、様式家具の始まりとされる中世 15 世紀ゴシック様式から 19 世紀末ヴィクトリア様式までは、統治者の権威や力の誇示を象徴するものとしてデザインされ発展してきた。その後、実用性を美しさとしたモダンデザインの近代が続き、現代では用途別にデザインされるようになり、芸術作品としての脱機能椅子デザインと人間工学を応用した機能重視椅子デザインの二分化の時代となった(大廣 1989)。

椅子と人間との関係は、現代(1950年代以降)になり欧米を中心に徐々に研究され始め、1970年代末に計算機のオフィスへの進出に伴いオフィス環境が劇的に変化したことを受け、OA化されたオフィスで働くヒトの疲労・苦痛を少しでも軽減するという要求が高まりつつある(山内 1985)。そのため近年多くの研究が行なわれ、最近では研究対象となる椅子の用途も多岐にわたるようになった。

一般に、椅子はその使用目的から、ソファやロッキングチェアなどといった安楽椅子と事務用椅子や自動車シートといった作業椅子に分類することができる。従来より、作業椅子を中心に研究が行なわれているが、着座者の姿勢や椅子の置かれる環境条件により、主として寸法が比較的小さく、足部を真下に降ろし、体幹が鉛直に近くなる一般椅子と、寸法が大きめで、足部を投げ出し、体幹が多少傾き、その使用環境から振動を考慮したクッションを持つシート(乗り物用座席)とでは別の見地から研究が行なわれている。

椅子に関する研究の始まりは、Akerblom(1948)の「椅座と姿位」にその端を発する(Lueder 1983)。そして Keegan(Keegan 1953)は座位時の脊柱形状に着目し、多くの姿勢における X 線写真の解析から椅子設計の基本理論とされている、脊柱の S 字カーブの維持という課題を示し、理想の椅子条件とした。その後、Wotzka ら(Wotzka 1969)は、劇場用椅子の様々な背もたれ形状について官能評価を行なった。背もたれ形状に関する研究は、その後も行なわれており(Corlett 1984)(Verbeek 1991)(Branton 1984)、座位姿勢に着目し、机・椅子系の条件を解析した Bendix(Bendix 1984)や、簡便な実測による座位姿勢解析が Bridger ら(Bridger 1989a, 1989b)、Cote Gil ら(Cote Gil 1989)によって報告されている。官能評価による研究例も多く発表されており(Shackel 1969)(Le Carpentier 1969)(Drury 1982)、主観的段階評価による研究が中心である。また官能評価のもう一つの方法として、不快感の評価(Discomfort Rating)による研究例も報告されている(Branton 1969)(Eastman 1976)。しかし、背もたれ形状と官能検査による評価では、人間の曖昧な心理量を用いるため客観性に欠け、定量化も困難であるといえる。そのため、一般には椅子の評価に慣れている専門パネラにより評価が

行なわれている。

椅子に関する特殊な研究には, Mandal により設計された前傾椅子(Forward Sloping Chair)に関する研究例(Drury 1985)(Bridger 1988)(Soderberg 1986), 画像計測による体圧分布の解析(Traster 1987), 大規模人体計測による障害者用椅子の開発(Institute for Consumer Ergonomics 1981), 工業縫製作業における椅子の条件についての研究(Yu 1988, 1989)があげられる. Holden ら(Holden 1988, 1989)は, 型取りと接触面の形状を可変にした椅子を製作し, 官能評価との関係から快適な座面形状を求め, 老人用椅子を開発した. Congleton ら(Congleton 1985)は, 従来負荷が少なく快適とされてきた立位姿勢を, NASA により無重力状態で計測された中立姿勢(George C. Marshall Space Flight Center 1976)に置き換え外科医用の手術椅子を開発した. また, Goossens ら(Goossens 1993)は可変式の角度を持つ反力の計測できる実験椅子, Brienza(Brienza 1993a, 1993b)らは椅子のクッション特性をシミュレートするためピストン式のクッションを作成し, 電子制御できる椅子を作成したが, 装置の報告のみで解析結果は発表されていない。

我が国において椅子に関する研究が始められたのは, 工業技術庁産業工芸試験所が昭和 9 年(1934)に雪によって座位時の接触曲面を型取りしたことに始まる(寿美田 1987). その後, 小原らの一連の研究(小原 1960, 1961a, 1961b, 1962a, 1962b, 1962c, 1963a, 1963b, 1963c, 1963d)(寺門 1964)(大内 1964)(財団法人姿勢研究所 1969)では, 体圧分布や座位姿勢解析など基本的手法が確立され, 椅子と姿勢の追従を検討するためのユニバーサルシートを製作し, 事務用椅子の必要条件を求めた. その後, 我が国では体圧分布の解析と官能評価を中心に椅子の座り心地解析が行なわれている. 体圧分布による研究として, 小原ら(小原 1960, 1962a)は, ワイヤストレインゲージ式の圧力センサを用いて, 接触面の等圧線を結び, 体圧分布図を求め官能評価との関係を求めている. また, 花岡ら(花岡 1965)は, カーボン紙による簡便な計測法を提案し, 背もたれの角度と体圧分布の関係を求めた. 近年は, OA 化オフィスの環境改善の見地から, オフィスチェアにつ

いての研究例(山本 1987)が比較的多く報告されており, 官能評価(藤波 1990)(武岡 1991)(野呂 1991)や座位姿勢・体圧分布だけでなく, 座面の温度変化(小畑 1985), 動作解析(加藤 1990), 身体揺らぎ(白石 1989), 足の姿勢(堀越 1991), など色々な解析が行なわれている. 呉ら(呉 1991)(近藤 1991)は, ジャイロセンサにより作業中の骨盤の微小挙動を計測し, OA チェアにおける骨盤支持(ペルビックサポート)を提案した. また, 山崎(山崎 1985)は, 身体と椅子の間に挟むことで座位時の着座面形態を計測できる歪ゲージ式テープセンサを開発し, 劇場用椅子を対象として研究し, 着座状態を知るセンサとして確立された. また, 和久ら(和久 1988)により人体殿部無負荷形状や押し込み硬さ計測が行なわれ, 人体側要因との関係が解析された. 佐々木ら(佐々木 1994)は, 椅子の初期形状・角度・寸法・クッション特性が可変で, 同時に座位時の身体作用反力と最終安定形状を計測可能な可変ばね式実験椅子を開発し, 美容院カット用椅子の高適合条件を示した(佐々木 1994). また, 車椅子(古賀 1995)や妊娠女性用椅子(平沢 1988)(梶山 1988)など特殊用途向けの椅子の研究も行なわれている.

一般椅子と異なり乗り物の座席を意味するシートでは, それぞれの作業条件下において様々な要求が生じる. 椅子で導いた理論を応用し Keegan(Keegan 1962)は, 種々のシートについて理想的な椅子条件を示している. 同様にシート座位時の脊柱に着目した研究として, Reynolds ら(Reynolds 1986)は, 立位時の背面形状を座位時にそのまま当てはめて解析している. また下肢の姿勢に着目した Brunswic(Brunswic 1984)や, 立位時の背面形状を再現する様な模擬シートの作成(Diebschlag 1988)など身体姿勢を重視した研究例が報告されている. また Babbs(Babbs 1979)は身体の横断面形態に着目し, さらに体圧分布・座位姿勢・車室内でのレイアウトまで含めた総合的な解析を行なっている. 同様に接触面に着目した例としては, Robbins ら(Robbins 1983)は座位時の接触面を用いて試験用マネキンの背面を形成した. またトラクターなど産業に密着した面の研究も行なわれており, ここでは姿勢解析により姿勢と官能量の対比を行っている.

国内では自動車・鉄道を中心に研究が行なわれ、鉄道用シートについては背もたれについての研究(池田 1981)や振動を扱った研究(山崎 1982), 特殊なものには足指温度変化を利用した研究例(小松 1985)がある。

自動車シートについては、古くは大内ら(大内 1969)によるクッション物性による研究に始まり、主に振動乗心地と静的座り心地に分け研究されている。静的座り心地の研究では、クッション物性を用いた定量化(辻 1977)や官能評価のみに頼った研究(野口 1985)(松岡 1987)(西村 1989)があるが、定量化という観点からは上篠らによる一連の研究(辻村 1980)(上篠 1982)により最終安定姿勢・体圧分布・クッション物性・振動特性と官能評価による定量化が提案され、自動車シートの定量的評価手法の基本が確立された。その後、自動車メーカーによる研究では、専門パネラによる体圧分布を中心とした座り心地定量化が多く行なわれている(八田 1987)(岩崎 1988)。永島(永島 1989, 1991)は、小型荷重計を 308 個配列したマット状センサを用いて体圧分布の計測をするとともに接触面形態と座位姿勢の計測も同時に行い、シートのクッション特性と体圧分布、官能量との関係を求めている。また、鶴岡ら(鶴岡 1985)による研究では重回帰式による定量化が報告されている。しかし、官能評価の定量化においては十分な研究結果は報じられていないのが現状である。

さらに、寺内ら(寺内 1989)は、歪ゲージ式テープセンサを用いて自動車シートの着座面形態を計測し、シート側要因のランバサポート強さとの関係を解析し、骨盤腰椎複合支持のサポートを提案し、現在では実用化されている。平尾ら(平尾 1990)、山崎ら(山崎 1990)、Yamazaki(Yamazaki 1992)は座面物性の異なるシートを用いて、着座面形態の特徴量による官能評価の定量化を行った。さらに中田ら(中田 1991)は、立位時の背面形状を計測することで、背面の湾曲状態と着座面形態との関係を解析し、背面形状は、背もたれ面接触形態を決定する因子であり、ランバサポートの評価に差が見られることを求めた。また、佐藤ら(佐藤 1991)は、同様に着座面形態の計測と歪ゲージ式押し込み硬さ計により体表面変形特性計測を行い、背中、殿部、大腿部の体表面変形特性と官能量と

の関係性を求め、背面の変形特性と着座面形態には関係が見られず、殿部・大腿部については着座面形態との関係を示した。山崎ら(山崎 1992)は、座位姿勢の個人差を問題とし、殿部感覚感度の解析を行い、感覚感度分布と座位姿勢の関係性を示した。

一方、安楽姿勢解析の研究も行なわれ、シートの目的に応じた機能の提案(佐藤 1982)(錦織 1984)(上野 1988)も行なわれている。特に松岡ら(松岡 1986)(花井 1987)(Matsuoka 1988)による助手席におけるシートバック中折れ機構の研究は、シートにおける運転席と助手席の役割と座位姿勢を明確にした点で評価でき、実用化もされている。松岡らは、さらに鉄道用シートなどを題材に中折れやシートスイング機構などの安楽姿勢を取るためのシート機構について、尻滑りや血流量など考慮して解析し、ロバスト設計手法として体系的にまとめた(松岡 2001a, 2001b, 2002a, 2002b)(Kitamura 2013a, 2013b)。

また、松岡は、嗜好の個人差の有無に着目した評価構造を明確化し、体圧分布などの代用特性値による定量設計手法を構築し、さらにシートの外観設計と機能設計間をサイマル化し、定性設計から定量設計へ変換し、プロセスとして提案し、体系的にシート設計手法を構築した(Matsuoka 1994a, 1994b)(松岡 1997a, 1997b, 1997c, 1997d)。

以上のように、椅子またはシートに関する座り心地研究は、図 1-2 に示すように多岐に渡り、様々な用途の椅子・シートに関して、様々な指標を用いて実施されているのが現状である。そのため、確立された定番の手法や設計知識に乏しく、Koich によれば理論(principle)が必要ともいわれている(Koich 2008)。また、これら多くの研究は、研究対象としての椅子・シートの試作品の評価および改良が目的で行なわれることが多いため、部分的な最適解とその評価結果は得られるものの、異なる用途には適用しにくいという問題点がある。しかし、これらの研究論文の内容を理解した上で、指標と評価結果の関係を考慮すれば、他の設計解に応用可能な知識が含まれているということができ、そのための知識の整理が有効であると考えられる。

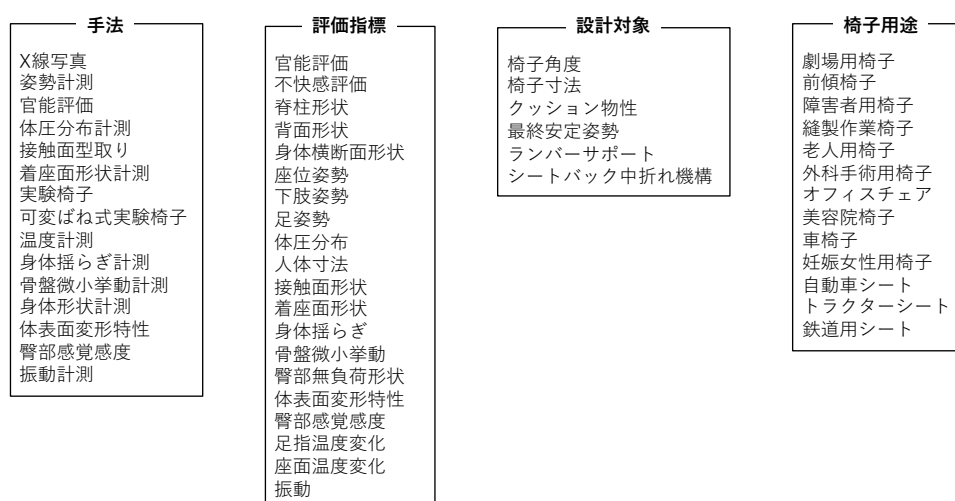


図 1-2 座り心地研究のバリエーション例

1.3 研究目的, 方法と本論文の構成

本研究では、椅子・シートの座り心地を向上するための設計知識体系の構築を目標とする。その視点として、多空間デザインモデル(松岡 2008, 2013)の視点をを用いる。多空間デザインモデルとは、心理的特性と物理的特性を同時に考慮でき、設計行為を知識空間の知識に基づく思考空間の推論として定義し、様々な設計行為を包括的に扱うことができるものである。そのため、座り心地を向上するという目的に対して行う研究開発行為および研究開発における様々な指標や設計値などの要素を取り扱うことができる。

本研究のフローチャートを図 1-3 に示すとともに、第 2 章以降の構成と方法を以下に示す。

第 2 章では、多空間デザインモデルの枠組みを用いて、既報の座り心地研究文献よりから座り心地に関する研究の知識を構成する要素を抽出する。次に、構成要素を分析し、座り心地知識体系を構築する。さらに、知識体系を分析し、最も不足している研究知識を抽出する。

第 3 章から第 6 章では、第 2 章で抽出した知識の最も不足している未研究領域について、座り心地知識を構築する。

第3章では、人体メカニズムを解明するための知識として、座位姿勢における生体内負荷推定手法を開発する。

第4章では、開発した生体内負荷推定手法を用いて、自然に取った座位姿勢と強制的に取らせた座位姿勢における生体力学的負荷を比較し、座位姿勢を決定する要因に関する知識として、座位姿勢の生体力学に基づく姿勢決定要因を求める。

第5章では、生体力学的姿勢決定基準を考慮し、座り心地を向上するための肉体疲労低減運転姿勢とそれを実現するシート属性を、自動車運転に必要な場の拘束条件下で求め、試作シートを用いた実験により肉体疲労低減効果を検証する。

第6章では、求めた肉体疲労低減運転姿勢およびシート属性を実車に適用可能とするために、実車相当の場の拘束条件下で、シートを設計・試作し、実験において効果検証することで、得られた設計知識としての有効性を検証する。

第7章では、第2章で構築した座り心地知識体系に、第3章から第6章において得られた座り心地に関する人体メカニズムを設計知識として組み込み、再構築する。さらに、設計者が知識体系を容易に使用できるように座り心地知識ベースを作成し、その有用性を検証する。

第8章では、各章で得られた本研究の成果を総括し、今後の展望を述べる。

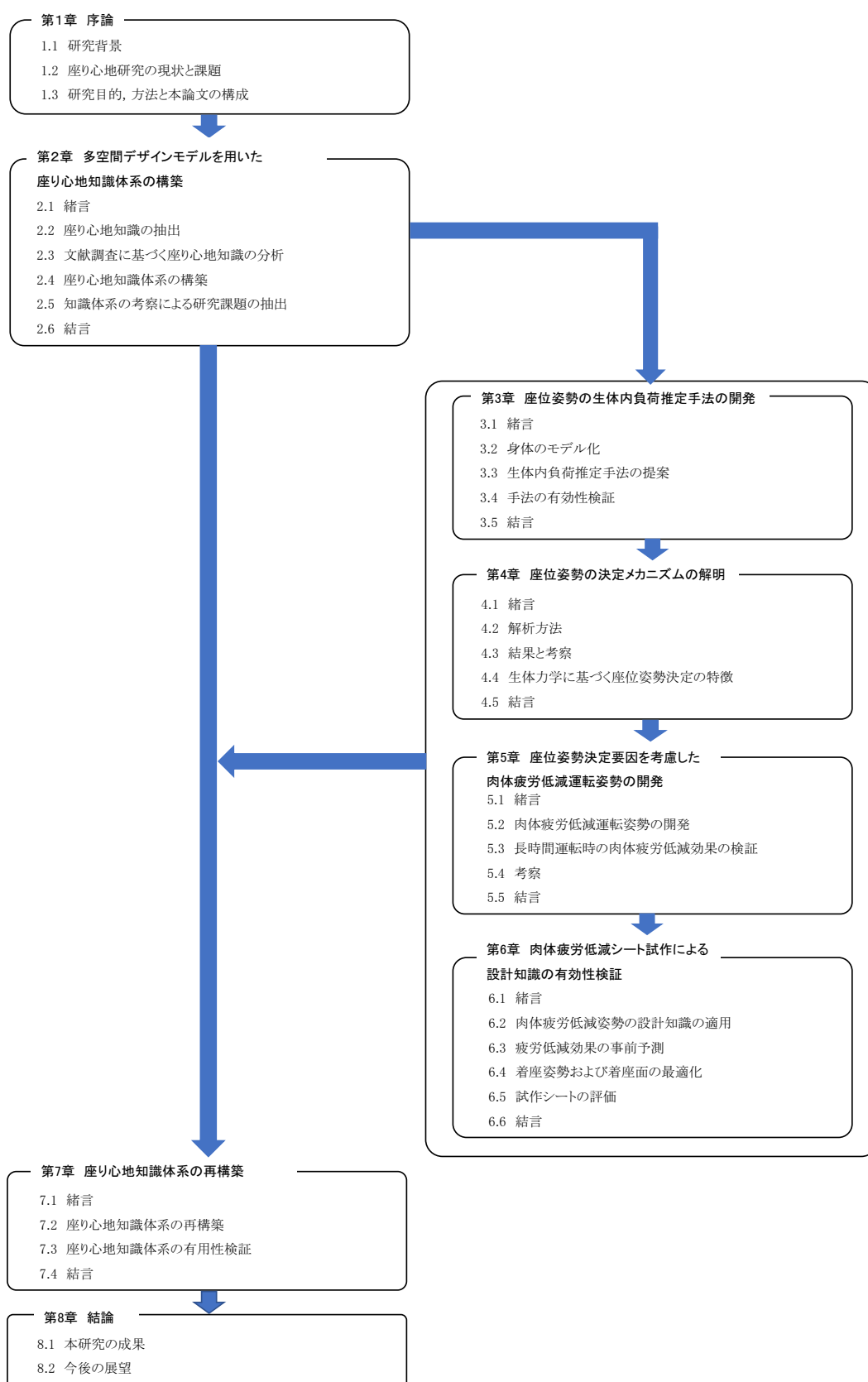


図 1-3 本研究のフローチャート

第2章

多空間デザインモデルを用いた

座り心地知識体系の構築

2.1 緒言

第1章で述べたように、着座時に感じる快適性である「座り心地」への注目が高まっており、研究が数多く行われている。しかし、研究内容や対象は多岐に渡っており、その知識は煩雑化して整理がなされていないため、椅子の設計・開発を行う際に、設計者が知識を的確に利用することが困難である。また、座り心地を良くするにあたり、どのような研究知識が不足しており、今後の研究課題として、どのような研究を行えばより良い座り心地を実現できるのかなど、未研究領域に関する指針を得るのが困難となっている。

そこで、本章では、多空間デザインモデルの枠組みを用いて既報の座り心地研究論文を体系的に分析し、座り心地知識を構成する要素を抽出する。次に、構成要素を分析し、研究論文で取り扱われている要素の特徴・傾向を示す。さらに、論文から抽出された要素間の関係に基づき、論文より得られる研究知識を整理し、座り心地知識体系を構築する。その結果、知識が不足している未研究領域を明らかにし、研究課題を抽出する。

2.2 座り心地知識の抽出

2.2.1 座り心地の対象領域

座り心地研究の体系化を行う上で、本研究での分析対象を決定した。まず、「座る」行為を特定の活動を行う際に自重を支えること、「椅子」を座ることを目的としてつくられたモノとし、対象とする椅子から自転車などの跨った状態で使用するものを除外した。また、「座り心地」については「着座時に感じる快適性」と定義した。着座時に感じる快適性には、人の感覚を基本とした快適性の分類(Vink 2004)の一部として定義されており、椅子の座り心地研究に関する分類(Lueder 1983)(Naddeo 2016)(Hiemstra-van Mastriigt 2017)で使用されている、以下の3つがある。

- ・姿勢快適性: 着座した際に、力学的な受容器により知覚される快適性
- ・初期快適性: 接触感覚により知覚される椅子と接触した瞬間から感じる快適性
- ・温熱快適性: 温冷覚により知覚される椅子と身体における温冷感や蒸れ感などの快適性

さらに、着座時に感じる快適性には、以下の自動車シートや鉄道車両シートなど動的環境下特有の快適性(Griffin 1990)(Ebe 2000)(Fai 2007)があげられる。

- ・振動快適性: 様々な外部加速度入力に対して体性感覚で知覚される快適性

以上に示した4つの快適性を、本研究では対象としている。

2.2.2 多空間デザインモデル

座り心地は、心地よさなどの心理的特性と、身体的な負担などの物理的特性によって構成されている。そこで、本研究では、そのため、本研究では心理的特性と物理的特性を同時に考慮することのできる多空間デザインモデル(松岡 2008, 2013)を応用した。

図2-1に示す多空間デザインモデルは、思考空間と知識空間から構成されており、デザイン行為を知識空間の知識に基づく思考空間の推論として定義している。本研究では、主に思考空間に着目し

た. 空間とはデザイン思考において用いられるデザイン要素やデザイン知識の集合であり, この空間を用いることで, それらの関係を記述することができる. 思考空間は以下の4つの空間である.

価値空間: 社会的価値, 文化的価値, 個人的価値など多様な価値を表す要素とそれらの関係

意味空間: 価値を実現するための機能性やイメージなどを表現する要素とそれらの関係

状態空間: 意味を実現するためのヒトや環境などの場に依存する物理的特性とそれらの関係

属性空間: 状態を実現するための機械的, 幾何的, および物理的特性とそれらの関係

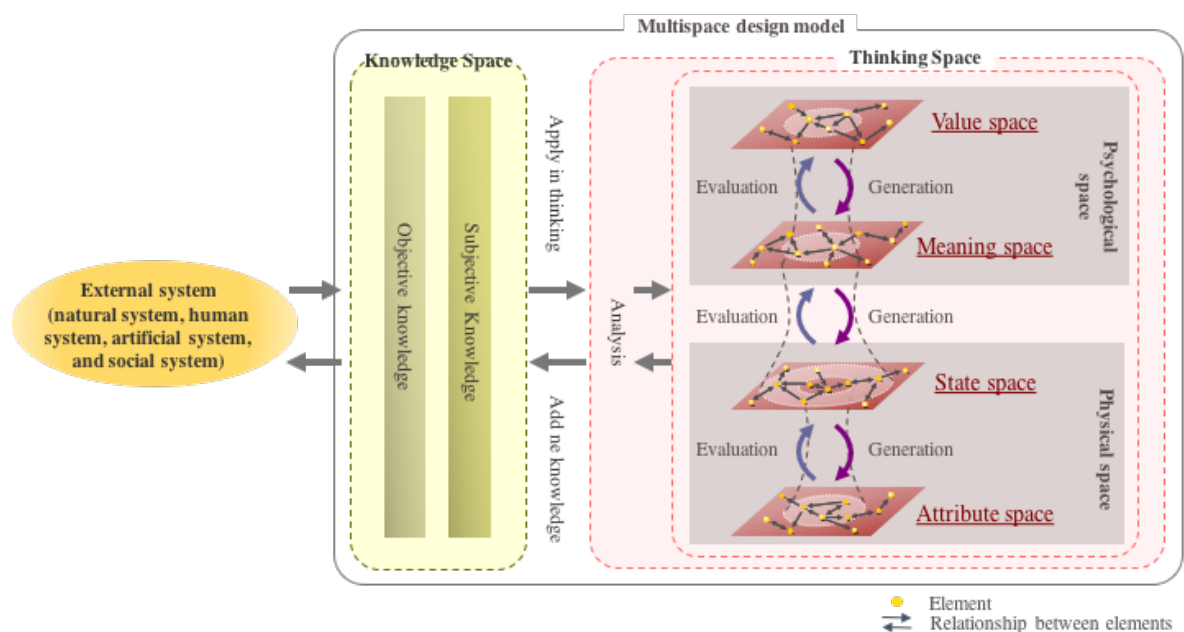


図 2-1 多空間デザインモデル

ここで, 価値空間, 意味空間から心理特性が構成され, 状態空間, 属性空間から物理特性が構成される. また, 多空間と場の視点をを用いており, 場とはユーザや取り巻く環境のこと. 場の要素は価値空間, 意味空間, 状態空間の要素に影響を与える.

各空間に属する要素間の関係を可視化するため, 価値空間, 意味空間, 状態空間, 属性空間, 場で要素を整理したものを要素間関係図という.

本研究では, 上記の多空間デザインモデルを用いて, 個々の論文の研究内容を場と各空間に分類し, 各空間を構成する要素を抽出することで, 分析に使用する評価項目を得ることとした. まず, 価

値要素については、研究の目的である「座り心地が良い」を配置した。各空間に分類される要素は以下のようなものである。

価値要素:「座り心地が良い」

意味要素:「体に合う」「負担が少ない」などの快適性に関する用語

状態要素:「筋電図」「姿勢変化率」などの計測項目や評価指標

属性要素:「寸法」「弾性特性」「材料」などの設計仕様

2.2.3 時間軸

座る行為には、時間経過に伴い姿勢が変化するなど、様々な時間軸要素が関係している。そのため、状態要素は、時間軸で変化することもある。また、椅子の用途により、短時間の快適性で良い場合と長時間快適性が必要となる場合があり、それぞれで必要とされる座り心地知識は、異なる部分があると考えられる。そのため、研究においては、着座時間を設定した実験評価がなされる。そこで、本研究では、時間軸の概念を取り入れ、着座中の時間経過をショート、ミディアム、ロングの3つのタイムスケールに分類し、定義付けを行った。

各タイムスケールは、以下の考えに基づいて定義した。まず、表皮材の触感やクッションの反発弾性など接触から力学的安定状態に達するまでの数秒間の変化を対象に座り心地を評価している知見(西松 2004, 2010)(Vos 2006)があることを考慮し、ショートタイムスケールを着座開始から着座面に接触し力学的な安定状態に達するまでと定義した。次に、自動車シートの着座姿勢は走行開始から15分程度の走行の間に運転操作のしやすさなどを考慮した上で確定することが知られている(Sheridan 1991)ことから、ミディアムタイムスケールを座ってから姿勢が安定するまでの15分以下の短時間着座、ロングタイムスケールを15分以上の長時間着座と定義した。また、着座時の力学シミュレーションなど時間要素を含まずに座り心地を論じている場合には、タイムレスとして分析対象外とした。

以上の定義に基づき研究文献における実験評価対象時間を用いて、論文から抽出した要素を分類した。

2.2.4 文献の抽出条件

国内外で公開されている座り心地研究の文献を調査するため、科学技術文献情報データベース JDreamIII および Web of Science を用いて、「座り心地 / Seat Comfort, Sitting Comfort」「座位姿勢 / Sitting Posture」で検索し、研究論文を収集した。

収集した発行年 1953 年～2017 年 6 月の文献のうち、論文題目、要旨、キーワードが今回対象とした 4 つの快適性のいずれかに該当するものを抽出した。その結果、合計 504 件(国内文献 164 件、海外文献 340 件)を分析対象とした。

対象とした文献の妥当性を、以下の2つの方法で確認した。

(1) Web of Science において、引用が5回以上されている文献が含まれていること。

(2) Web of Science の検索結果を分析し、研究文献の相互関係を参考文献データから分析し、可視化および多くの研究の核となる Core Publication を抽出するフリーソフトウェア CitNetExploer (Van Eck 2014)を用いて、Core Publication が含まれていること。

上記により、複数の研究者により頻繁に引用され、既に知識として活用されている研究論文が、対象とした文献に含まれることを確認した。

2.2.5 要素の抽出方法

研究文献から知識を要素として抽出し、知識体系の枠組みを作成する手順について示す。手順の概要を図 2-2 に示す。

まず、抽出する要素は論文内で明記されたもののみとした。そのため、座り心地研究で達成すべき

第2章 多空間デザインモデルを用いた座り心地知識体系の構築

価値要素である「座り心地がいい」や「座った時の快適性」などが明記されている文献より要素を抽出した。次に、意味空間の要素には、本研究で対象とした4つの快適性に関する要素を配置した。そして、状態空間には文献内で扱われているシートに関わる物理特性やヒトに関わる生理・身体特性などの要素を配置した。さらに、場には、シートを取り巻く環境に関する要素を配置し、最後に、属性空間に、文献内で扱われる設計対象に関する要素を配置した。これらの要素は、各論文の題目、要旨およびキーワードから抽出し、本文より一部を追加して行った。

各空間の要素の抽出と分類は、シート開発の専門家4名により実施し、相互に確認を繰り返して確定した。

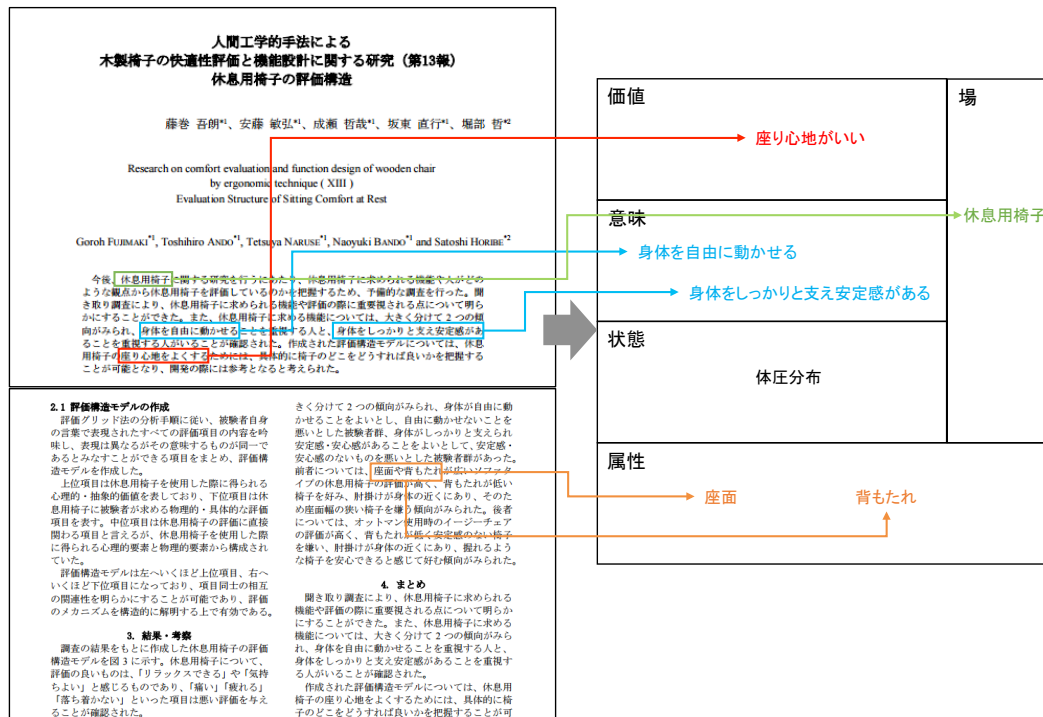


図 2-2 要素の抽出と空間への配置

2.3 文献調査に基づく座り心地知識の分析

2.3.1 知識の分析方法

多空間デザインモデルに基づき、抽出した要素を用いて、研究を類型化するために統計的分類を

行った。具体的には、抽出した要素を 0/1 の 2 値データとして記述し、価値空間、意味空間、状態空間、属性空間、場および時間軸の全データを一組とした文献毎のデータを構築した。これを用いて、抽出した要素毎に、対象としている文献数の全文献数に対する割合を計算した。

2.3.2 研究知識の分析結果

全研究文献より、抽出した要素を表 2-1 に示す。価値空間には、研究目的に相当する「座り心地が良い」という要素を置き、その下の意味空間には 4 つの快適性やそれに付随する目的要素を抽出した。また、状態空間は主にシート特性に関わる要素と、界面の状態を表す要素、身体特性に関わる要素に大別され、これらに関わる場には、ユーザの着座姿勢や体格、椅子の用途、使用環境などを抽出した。属性空間にはシートの寸法や素材、構造などに設計仕様に関わる要素を抽出した。

表 2-1 要素の抽出結果 その 1

| Space | Elements | | | Percentage of research | |
|---------|------------------------------|-------------------------|-----------------------------------|------------------------|-------|
| | | | | Japan | Whole |
| Value | Comfort | | | 50.6% | 53.3% |
| | Lack of discomfort | | | 51.2% | 46.9% |
| | Comfort & Lack of discomfort | | | 18.3% | 6.6% |
| Meaning | | | | 75.0% | 61.7% |
| | Postural comfort | Postural ability | Able to take comfortable posture | 12.8% | 22.2% |
| | | Motion ability | High degree of freedom of posture | 6.1% | 6.8% |
| | | | Wide seat | 1.2% | 1.1% |
| | | | Loose feeling | 4.3% | 1.5% |
| | | Low physical loads | | 37.2% | 31.3% |
| | | | Less fatigue | 23.2% | 10.6% |
| | | | Less pressure feeling | 3.7% | 4.8% |
| | | | Good support | 12.2% | 8.4% |
| | | Fitting performance | Good pressure distribution | 4.3% | 10.1% |
| | | | Fits to body | 20.7% | 9.3% |
| | | Cushion performance | Good sinking feeling | 4.9% | 2.6% |
| | | | Good hardness | 14.6% | 6.6% |
| | | | Less bottom feeling | 1.8% | 0.7% |
| | | | Moderate resilience performance | 4.3% | 1.5% |
| | | Thermal comfort | Not stuffy | | 7.3% |
| | High air-permeability | | | 0.6% | 1.8% |
| | Moderate temperature | | | 1.8% | 1.1% |
| | | | High heat dissipation | 3.0% | 6.2% |
| | Vibratory comfort | | | 1.2% | 0.7% |
| | | | | 3.7% | 24.2% |
| | | Low transmissibility | | 2.4% | 4.8% |
| | Initial comfort | High damping | | 3.7% | 4.0% |
| | | | | 11.6% | 5.9% |
| | | Good touching feeling | | 0.0% | 0.9% |
| State | Seat | Loads | | 9.8% | 9.7% |
| | | Stress | | 2.4% | 3.1% |
| | Interaction | Pressure distribution | | 41.5% | 29.1% |
| | | Contour | | 3.7% | 2.2% |
| | | Contact area | | 11.6% | 5.5% |
| | | Friction coefficient | | 3.0% | 1.1% |
| | | Vibration | | 2.4% | 22.2% |
| | | Surface temperature | | 0.0% | 4.2% |
| | | Temperture and humidity | | 0.6% | 2.2% |
| | Human | Posture | | 11.6% | 24.0% |
| | | Postural change | | 1.2% | 4.0% |
| | | Spinal shape | | 1.2% | 4.0% |
| | | Fatigue | | 18.3% | 9.7% |
| | | Body loads | | 0.6% | 5.5% |
| | | EMG | | 0.6% | 3.5% |
| | | EEG | | 0.2% | 0.4% |
| | | Blood flow | | 0.2% | 0.2% |
| | | Leg swelling | | 7.9% | 3.1% |
| | | Skin temperature | | 3.0% | 4.8% |
| | | Inner body temperature | | 0.6% | 0.7% |
| | | Perspiration | | 0.6% | 0.2% |

第2章 多空間デザインモデルを用いた座り心地知識体系の構築

表 2-1 要素の抽出結果 その2

| Space | Elements | | Percentage of research | | |
|--------------|---------------------|------------------------------------|-------------------------|-------|------|
| | | | Japan | Whole | |
| Attribute | Dimesions | Size | 23.8% | 18.7% | |
| | | Shape | 14.6% | 11.5% | |
| | | Angle | 30.5% | 20.3% | |
| | Materials | Cushion | 24.4% | 20.9% | |
| | | Frame | 0.0% | 0.2% | |
| | | Cover | 9.1% | 4.0% | |
| | Material properties | Hardness | 12.8% | 9.3% | |
| | | Allowable stress | 1.8% | 2.2% | |
| | | Vibration transmissibility | 2.4% | 20.0% | |
| | | Resilience | 12.2% | 7.0% | |
| | | Air permeability | 0.6% | 1.5% | |
| | | Heat conductivity | 1.8% | 2.2% | |
| | | Moisture absorption & permeability | 1.2% | 0.7% | |
| | Structures | Backrest | 40.9% | 30.4% | |
| | | Seat | 56.1% | 41.2% | |
| | | Foot rest | 4.3% | 1.5% | |
| | | Head restraint | 1.8% | 2.0% | |
| | | Arm rest | 3.0% | 1.5% | |
| | | Adjustment mechanism | 7.3% | 4.0% | |
| | | Support mechanism | 4.3% | 5.1% | |
| | | Frame | 0.6% | 0.9% | |
| | | Wadding | 0.6% | 0.2% | |
| | | Spring | 0.0% | 2.0% | |
| | | Suspention | 0.0% | 4.0% | |
| | | Other mechanisms | Air-conditioner | 0.0% | 2.9% |
| | | | Feedback control system | 0.6% | 0.2% |
| | | | Motor | 1.2% | 0.4% |
| Steamer | | | 0.6% | 1.3% | |
| Massage | | | 0.0% | 0.4% | |
| Arrangement | | | 1.2% | 1.1% | |
| Circumstance | Various user | Physique | 18.3% | 11.9% | |
| | | Gender | 6.7% | 5.7% | |
| | | Sitting posture | 34.8% | 20.7% | |
| | | Disabled person | 5.5% | 5.3% | |
| | | Elderly person | 8.5% | 4.0% | |
| | Environment for use | Transportation | 45.1% | 56.6% | |
| | Usage | Work chair | 61.0% | 59.7% | |
| | | Relax chair | 37.8% | 17.4% | |
| Timescale | TIMELESS | | 26.8% | 21.6% | |
| | SHORT | | 6.7% | 4.6% | |
| | MEDIUM | | 28.7% | 42.7% | |
| | LONG | | 49.4% | 35.0% | |

次に、抽出した要素をグルーピングし、空間毎に整理し、図 2-3 に示す要素間関係図を作成した。

さらに、意味空間について時間軸の概念を取り入れることで再整理を行った。具体的には、まず、図 2-3 で示した要素を 2.2.3 で示したショート、ミディアム、ロングの 3 つのタイムスケール分類に整理した。なお、時間軸要素を含まないタイムレスは対象外とした。次に、図 2-3 中の同一グループに属する要素をタイムスケール間で関連付けた。時間軸の関連付けを加えて整理した意味空間の要素間関係図を図 2-4 に示す。これより、時間軸を考慮した際に、研究論文においてショート、ミディアム、ロングのタイムスケール間で同じ分類の快適性に用いられている要素の表現が変化することがわかった。

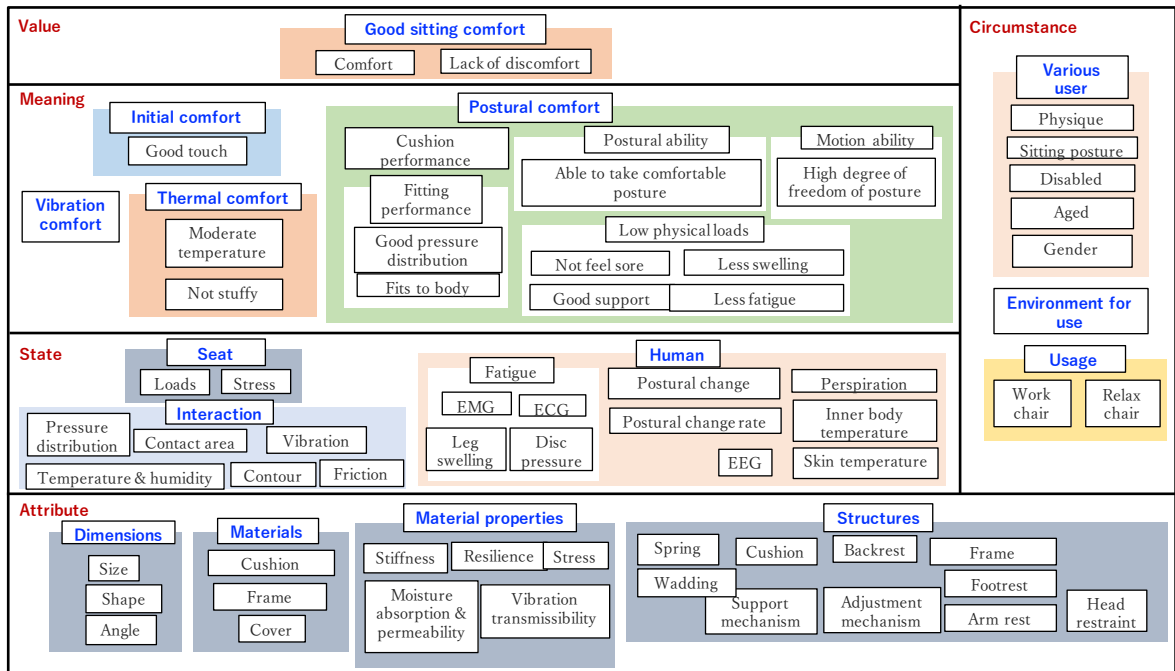


図 2-3 要素間関係図

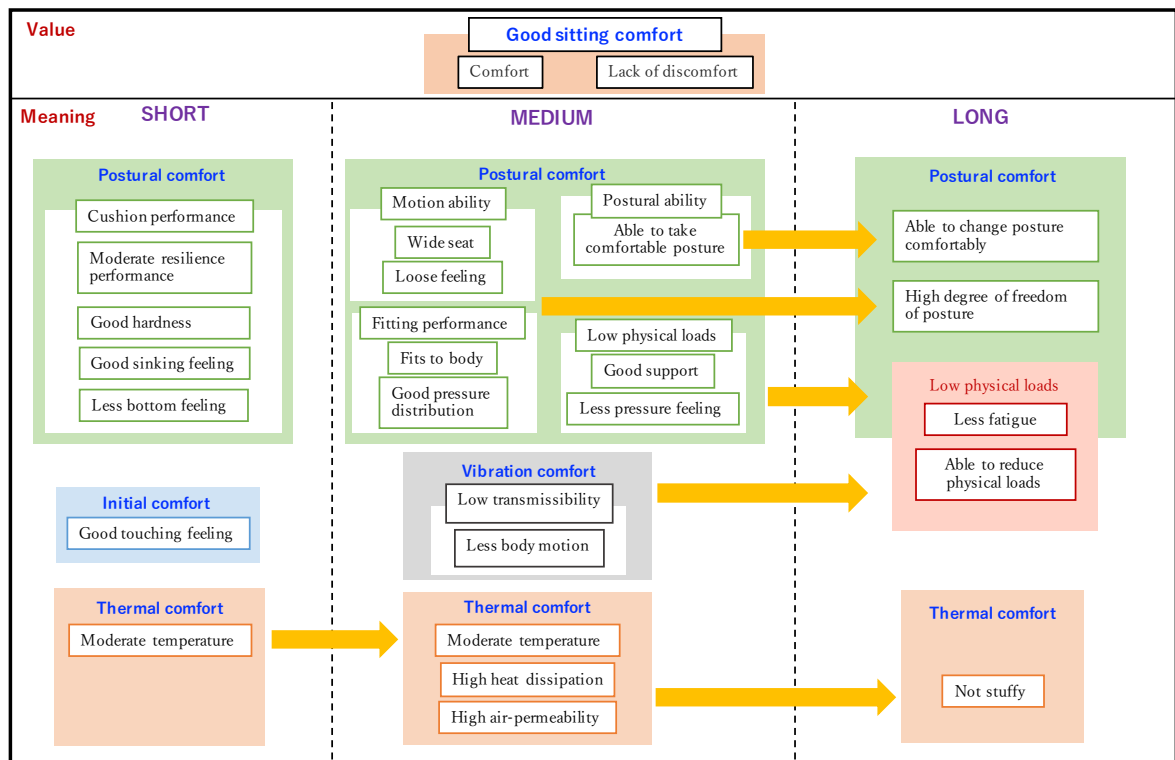


図 2-4 時間軸を考慮した場合の意味空間の要素間関係図の変化

姿勢快適性においては、「クッション性がある」はショートのみに出現し、ミディアムでは「フィット性がある」や「快適な姿勢が取りやすい」、「身体的負担が少ない」という要素が抽出された。また、「快適な姿勢をとりやすい」という要素がロングでは「快適な姿勢に変化できる」という要素に変換された。

また、初期快適性はショートのみに出現し、「手触り感がよい」などの要素が抽出された。振動快適性はミディアムから出現し、姿勢快適性の身体的負担に関わる要素とともに、時間経過を経てロングにおいて「疲労」として出現するものと抽出された。

温度快適性においては、ショートに「適度な温度感である」という要素が抽出され、ミディアムにおいて「適度な温湿度感である」、「放熱性が高い」、「通気性が良い」という要素に変換され、ロングでは「蒸れにくい」という要素に変換された。

2.3.3 抽出した要素と要素間関係図

全研究文献より抽出した要素の特徴について考察する。表2-1に示したように、意味空間では、「姿勢快適性」に関する要素が最も多く(全文献中 61.7%)抽出され、主な研究対象となっていることがわかった。特に、「身体的負担が少ない」(全文献中 31.3%)、「快適な姿勢が取れる」(全文献中 22.2%)といった要素が多く、状態空間は「体圧分布」(全文献中 29.1%)、「着座姿勢」(全文献中 24.0%)、「振動」(全文献中 22.2%)が多く、属性空間は「寸法」(全文献中 18.7%)、「形状」(全文献中 11.5%)、「角度」(全文献中 20.3%)、「クッション素材」(全文献中 20.9%)、「座面構造」(全文献中 41.2%)、「背もたれ構造」(全文献中 30.4%)が多いことがわかった。これらは椅子の研究開発を行う際に、特に重視されている要素であると考えられる。これより、「良い座り心地」を実現するために、着座者の負担に着目し、それを実現する椅子諸元を求める研究例が多いということであり、人体と椅子の界面の状態を表現する指標として、椅子評価用センサとして一般的に普及しており、入手が容易な体圧分布計測装置を用いた事例が多いことがわかる。

状態空間においては、ヒト、椅子・シートと身体との界面、モノの状態においては、それぞれ色々な状態量により研究がなされている。ヒトの状態に着目した事例は「着座姿勢」(全文献中 24.0%)を除けば非常に少ない。「疲労感の評価」(全文献中 9.7%)が比較的多いが、その他は「身体負担の評価」(全文献中 5.5%)、「筋電図」(全文献中 3.5%)、「浮腫」(全文献中 3.1%)など、着座の結果として人体に生じる生理状態を外部から評価もしくは計測する研究が多いことがわかった。

しかし、着座という行為は、ヒトが椅子に坐り、力学的にバランスをとる行為であり、この時の人体内部の物理状態を対象とする研究は見られなかった。すなわち、人にとって快適な状態を定量的に捉え、座り心地における人体のメカニズムを解明する研究が少ないといえる。これは、Kolicによる「椅子快適性の原理に関する知識が不足している」という指摘(Kolic 2008)とも一致し、座り心地における人体のメカニズムを求めて、設計知識化することが必要であるといえる。

表 2-1 に示したように、今回の分析において、35%の文献は、ロングタイムスケールを対象とした研究であった。すなわち、15 分以上の着座における座り心地を対象としている。時間軸を考慮して座る行為をとらえた場合、人は長時間同一の姿勢を取っているわけではなく、姿勢は時間経過につれて変化していくものと考えられる。そのため、ロングタイムスケールにおける姿勢快適性では、「姿勢変化」は重要な要素であると考えられる。また、姿勢を変化させることで血流を促進し、体圧を分散させるなど着座中の身体的負担を軽減できるということが確認されている(Lueder 2004)。しかし、現状ではロングタイムスケールを想定している研究でも、一つの姿勢にしか着目できていないものが多く、表 2-2 に示すように「着座姿勢」に着目した文献 159 件中、「姿勢変化」に着目している文献は 18 件(11%)のみであった。また、姿勢を変化させずに長時間着座できる椅子が良いと唱えている研究もあり、時間軸を考慮した要素間関係図で挙げられた「快適に姿勢を変化できる」という要素と矛盾する。すなわち、現状の研究の多くは、長時間着座は短時間着座の積分であるという仮説に基づいて、短時間着座の座り心地向上を行い、長時間で検証しているものが多いといえる。そのため、「快適に姿勢を変化できる」ことや「姿勢変化」自体が座り心地にどのように影響し、さらなる座り心地向上を実現できるのかに関する検証が必要である。

表 2-2 姿勢変化に着目した研究の割合

| | Number of research | Percentage |
|-----------------|--------------------|------------|
| Posture | 159 | 69% |
| Postural change | 18 | 11% |

2.3.4 国内外における研究の差異

国内の研究においては、意味空間において「疲れない」、「体に合う」、「ちょうど良い硬さ」に関する研究が、海外を含む全体に比べ、顕著に多かった。一方、海外を含む全体では、「振動快適性」に関する文献が多く見られた。これは、海外においては、「乗り物」特に自動車シートの座り心地を研究対

象にした事例が国内に比べ多く、車などでの長時間移動が多い生活様式であるために重要度が高いことが理由であると推察される。

2.4 座り心地知識体系の構築

2.4.1 知識体系の定義

既存の研究論文より収集した座り心地研究知識および本研究により得られた座り心地研究知識をもとに、座り心地知識体系を構築する。座り心地知識体系とは、椅子・シートの設計者が設計開発の過程において、必要に応じて他者により得られている知識を参照し、設計開発に活用することで、設計開発を支援するものである。

研究論文においては、論文で用いられた要素と要素の関係として、研究で得られた結果が記述されている。この関係が、論文から得られる座り心地知識である。そのため、本研究で構築する座り心地知識体系は、多空間デザインモデル(松岡 2008, 2010)の枠組みを用い、図 2-5 に示す研究文献から抽出された価値空間、意味空間、状態空間、属性空間の要素を相関行列のようにマトリクス状に配置し、それぞれの要素の交点上に研究知識を配置した。これにより、椅子・シート設計者が対象の設計課題に対して関係する知識が容易に取り出せるようにした。実際の椅子・シート設計においては、それぞれの場の拘束条件において、状態空間における知識を活用することが特に有効になると考えられる。

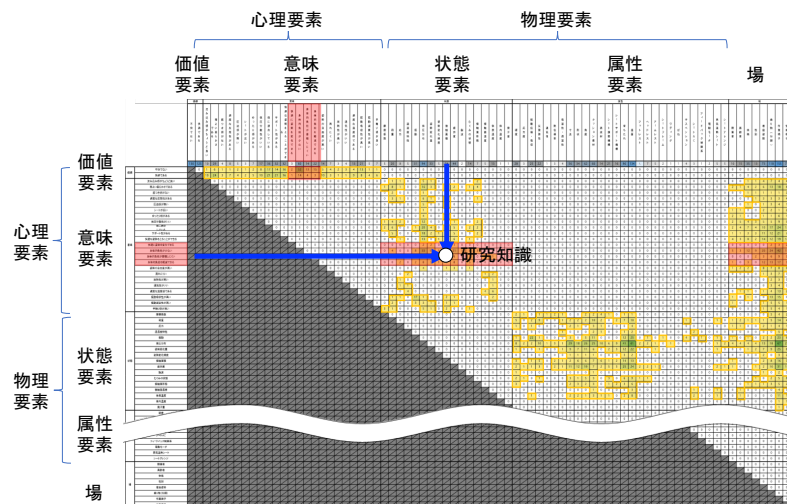


図 2-5 座り心地知識体系の構造

2.4.2 座り心地知識体系

前述した、知識体系の枠組みに基づき、座り心地の研究文献を該当する要素や関係を整理・明確化することで知識体系を構築した。構築した知識体系の概要図は図 2-6 で示し、以下にその概要について述べる。

本研究で構築した知識体系は、知識体系の枠組みに基づいた要素と要素間の関係ごとに研究文献が整理・連関されたものである。まず、知識体系は、横軸と縦軸に知識体系の枠組みに基づいた要素により構成されている。上枠の数値は、その要素に該当する文献数を記載したのとなっており、その要素に関連した文献の概要（価値、意味、状態、属性、場および目的と結果のまとめ）が連関されている。そして、中枠の数値は、その要素間の関係を取り扱っている文献数を記載したのとなっており、その要素間の関係に着目した研究文献の概要が連関されている。そして、本知識体系は、研究文献数に対応した色分けとなっており、該当する研究文献数が総体的に確認できるものとなっている。この知識体系により、全要素と要素間の関係を数値として俯瞰して見る事が可能となり、未着手法要素や要素間の関係などに関する研究の発見が容易にできると考えられる。また、着目したい要素やその関係に関わる文献が連関されることで、知識を容易に得ること活用できることが考えられる。

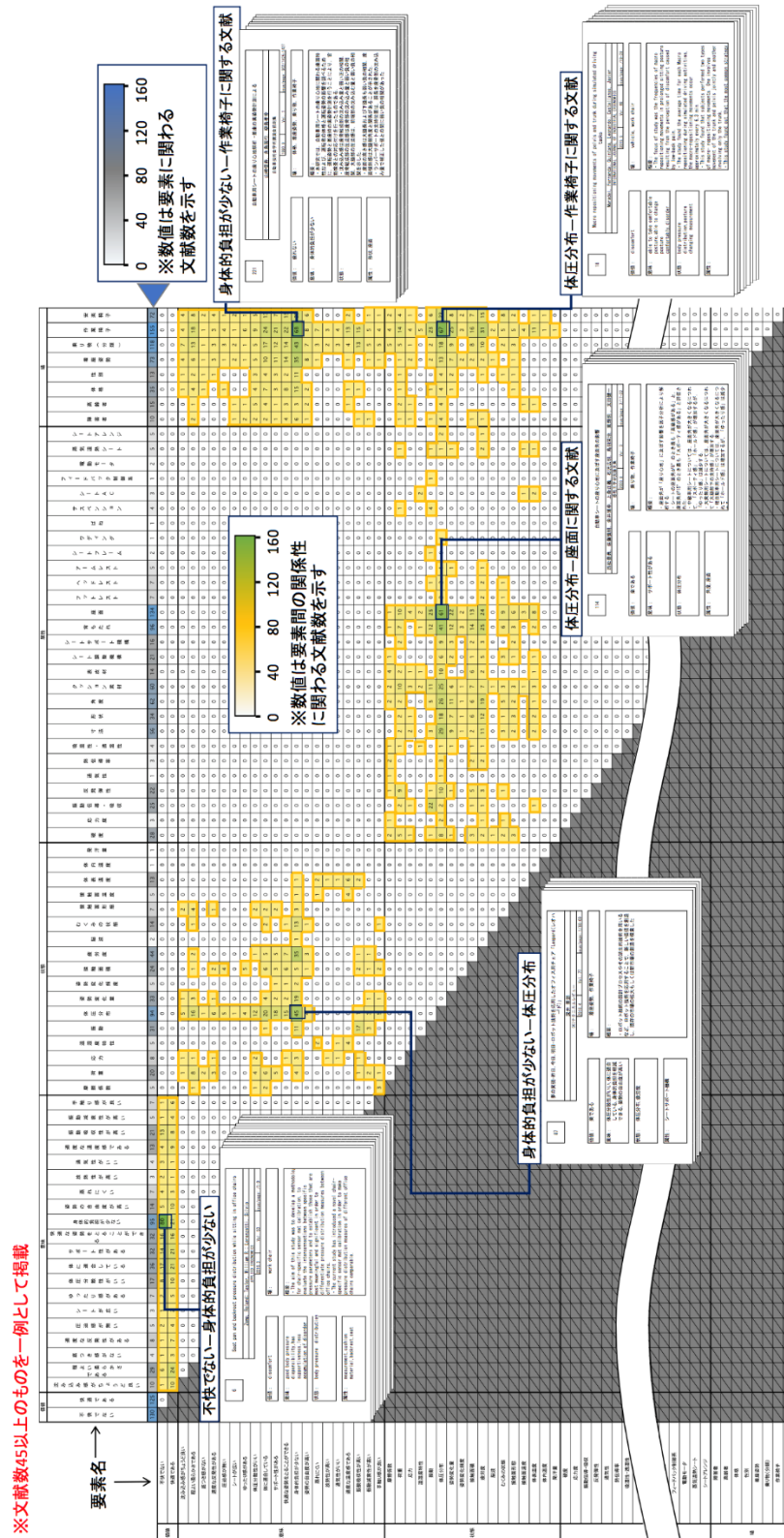


図 2-6 座り心地知識体系

2.5 知識体系の考察による研究課題の抽出

座り心地研究知識は、意味空間に配置された快適性を表す官能評価用語と状態空間に配置されたヒト、椅子・シートと身体の界面、モノの状態を表す定量値、もしくは属性空間に配置される設計仕様との関係で記述される。設計仕様は、それぞれの設計の場の条件に強く依存するため、他の設計者が直接利用できる状況は限定されるが、状態空間に配置されるヒト、椅子・シートと身体の界面、モノの状態を表す定量値と座り心地の関係は、場への依存性が強くないため、利用しやすい情報となる。

2.3.1 で分析した研究文献から抽出した要素を分類して整理した要素間関係図を図 2-7 に示す。

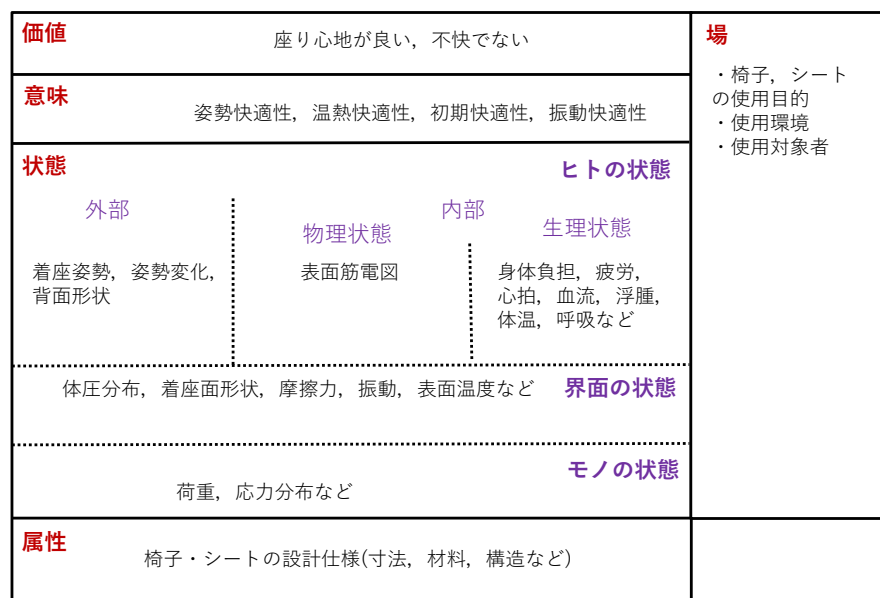


図 2-7 座り心地知識体系の要素間関係図

2.3.2 で述べたように、状態空間において、ヒト、椅子・シートと身体の界面、モノの状態について、それぞれ色々な状態量により研究がなされているが、特にヒトの状態を示す状態量として、外部から計測可能な生理状態に関する知識は扱われているが、内部の物理状態を対象とした研究は筋電図程度であり、非常に少なく、この生体内部の物理状態と座り心地の関係についての研究知識が必要であることがわかる。

上記より、以下の項目が研究知識として不足していると考えられ、今後研究を進めていくべき未研

究領域であると考えられる。

- ・長時間着座を考慮した座り心地における人体のメカニズム解明による設計知識

多くの研究は対象とした場に依存した椅子条件の最適化であるのに対して、人体のメカニズムは、椅子条件などの場に依存しにくく、幅広い応用が可能であり、それに基づき椅子設計を行うことにより、より本質的に座り心地を向上させることができると考えられる。

2.6 結言

本研究では、「座り心地」で検索した国内外文献から多空間デザインモデルを用いて要素を抽出・分類し、評価項目を得た。そして、時間軸を考慮することで時間経過に伴い意味空間内で変化していく要素を抽出した。次に、抽出した要素を整理し、座り心地知識体系を構築した。最後に、知識体系の考察より、長時間を考慮した座り心地における人体のメカニズムの解明を、知識を補充すべき未研究領域として提示した。

第 3 章

座位姿勢の生体内負荷推定手法の開発

3.1 緒言

本論文の第 3 章から第 6 章では、第 2 章で知識を拡充すべき未研究領域として抽出した長時間を考慮した座り心地における人体メカニズムについて、座り心地知識を拡充する。

椅子の快適性は、椅子条件のみならず着座者の身体条件に基づく固有の座位姿勢によって判断される。座位姿勢の特徴は、主に矢状面内に現れることから、骨盤や胸郭の角度などの骨格配置で決まる生体内負荷が自然な座位姿勢の決定に関与していると考えられる。そこで、本研究では、この生体内負荷に着目し、座り心地に関する人体メカニズムを検討する。

従来の生体内負荷の評価手法は、筋電位(Bush 1995)などの間接的計測か椎間板内圧(Andersson 1974)などの侵襲計測によることが多く、日常の設計・評価業務に取り入れることは困難であった。このため、本研究では筋骨格モデルを用いて座位姿勢における生体内負荷を推定し、これを椅子の評価に応用できるようにする。

脊柱モデルによる生体内負荷の解析は、重量物挙上時における腰部負荷の解析などを中心に行われている。例えば、Seireg ら(Seireg 1989)は、体幹 132 筋からなる詳細な全身モデルを構築し、挙上動作や自動車衝突傷害について解析した。また、座位姿勢においては、Eklund ら(Eklund 1987),

Son ら(Son 1988)が、体幹を数節に分割したモデルを構築し、座位での机上挙上動作における身体負荷について解析した。椅子の快適性に関する評価では、山崎(山崎 1988)が体幹 4 節のモデルを用いて、種々の椅子条件での座位姿勢をシミュレートし、負荷の少ない椅子条件について検討した。また、Goossens らは、座位姿勢で身体に作用する外力を計測可能な装置を開発し(Goossens 1993)、4 節の全身モデルを用いて、身体に作用するせん断力を減らすことを生体力学的な椅子設計指針とした(Goossens 1995)。また、コンピュータマネキンを用いて身体骨格姿勢を推定し、これと力学モデルから生体内負荷を求めることも行われている(Hansson 1996)(Kayis 1999)。

しかし、これらの椅子評価用モデルでは、解剖学的構造の単純化が大きく、快適性評価には必ずしも十分な生体内負荷情報を得ることはできなかった。そこで本章では、解剖学的構造に忠実な矢状面内全身筋骨格モデルを構築し、計測した身体姿勢と椅子反力から、座位姿勢における骨格姿勢と生体内負荷を推定する手法を開発した。

3.2 身体モデル

3.2.1 身体モデルの構成

本研究で開発した身体モデルは、以下で構成される。

- ・剛体リンクモデル:解剖学的構造に基づき、身体を 13 節に分割し、関節や重心の座標を記述したもの。力とモーメントの釣り合いを考慮して、関節に作用する関節モーメントを求めるために用いる。
- ・筋骨格モデル:座位姿勢の維持に関与する筋肉を剛体リンクモデルの各節に対する付着位置座標および筋生理断面積、同期関係で記述したもの。関節モーメントから、筋応力を推定するために用いる。
- ・腰椎モデル:腰椎関節部にある椎間板や靱帯をばね要素としてモデル化したもの。剛体リンクモ

デルでの関節モーメント計算に用いる.

- ・腹腔モデル: 腹部内に生じる腹腔内圧を姿勢変化による腹部断面積変化によりモデル化したもの.

剛体リンクモデルによる関節モーメント計算において, 外力として腹腔内圧を負荷するために用いる.

3.2.2 剛体リンクモデル

座位姿勢における身体は, 主に体幹と下肢により支持される. また, 下肢の姿勢はハムストリングスなどを通じて骨盤姿勢に影響する. そこで, 本研究では図 3-1 に示すように, 身体を矢状面内で, 頭頸部節, 前方が胸骨と肋骨により連結され, 可動域が小さく, ほぼ一体と見なせる T1~T10 までを 1 つの胸郭節(上肢を質量として含む), T11~L5 までの各々を 7 椎体節, 骨盤節, 大腿節, 下腿節, 足部節の合計 13 の剛体節に分割した. なお, 頸椎は 7 つ存在し, 関節可動域も大きい, 本研究では座り心地を対象としているため, 頭部と一体としてモデル化した. また, 各節はピンジョイントで連結されているとし, 関節点を原点とする節座標系を定義した. 関節点は, 頭頸部節は, 第7頸椎/第1胸椎間関節点, 胸郭から L5 節までと大腿・下腿節は遠位関節点, 骨盤節は坐骨結節点, 足部節は第2中足骨頭とした. 各節の形状は成人男性(1700mm, 60.5kg)の立位時の矢状面X線写真をディジタイズすることにより取得した. また, 節重量などは Chandler らの文献(Chandler 1975)を基に体重比により計算し, 節分割が異なる脊柱部については断面解剖図(Bo 1980)より組織構成を求め, 節重量に換算した. 各節の重量と重心位置を表 3-1 に示す.

椅子は, 足部を含む接触面からの外力としてモデル化し, 計測により得られる各節の支持反力とその作用位置で与えた.

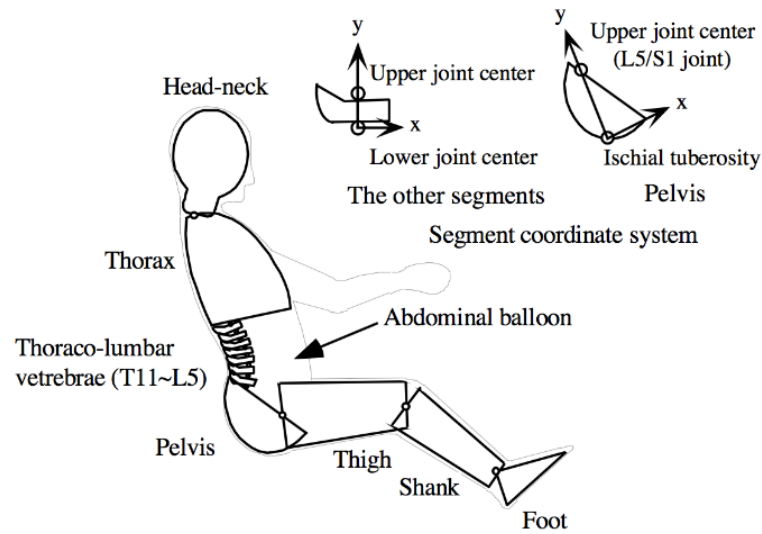


図3-1 剛体リンクモデル

表 3-1 節質量

| Segment | Weight [kg] | Center of gravity [mm] | Segment Name | Description |
|-----------|-------------|------------------------|-------------------------------|-------------|
| Head-neck | 4.84 | (0, -187.5) | | |
| Thorax | 18.32 | (42.3, 109.5) | | |
| T11 | 1.53 | (0, 17.8) | Thoracic veretebrae number 10 | T10 |
| T12 | 1.73 | (0, 18) | Thoracic veretebrae number 11 | T11 |
| L1 | 1.73 | (0, 20) | Thoracic veretebrae number 12 | T12 |
| L2 | 1.60 | (0, 20.5) | Lumbar veretebrae number 1 | L1 |
| L3 | 1.60 | (0, 20.5) | Lumbar veretebrae number 2 | L2 |
| L4 | 1.53 | (0, 20.5) | Lumbar veretebrae number 3 | L3 |
| L5 | 1.60 | (0, 19.4) | Lumbar veretebrae number 4 | L4 |
| Pelvis | 6.66 | (22.7, 170) | Lumbar veretebrae number 5 | L5 |
| Thigh | 12.10 | 0.401* | | |
| Shank | 4.84 | 0.418* | | |
| Foot | 2.42 | 0.561* | | |
| Total | 60.5 | | | |

*: Ratio from upper joint to center of gravity

3.2.3 筋骨格モデル

表 3-2, 3-3 に示す矢状面内姿勢維持に関わる 20 種 63 筋(頸部 5, 体幹 49, 下肢 9)をモデル化した図 3-2 に示す筋骨格モデルを構築した. 頸部および体幹部の各筋の付着位置は, Gracvetsky の付着位置(Gracvetsky 1988)を参考に立位時の矢状面 X 線写真から決定した.

また、下肢の筋は、関節点回りのモーメントアームを関節角度の関数として与えた。モーメントアームは Hatze(Hatze 1976), Nemeth ら(Nemeth 1985)の文献の式を用いた。各筋の生理断面積(PCSA)は断面解剖図(Bo 1980)を参考に、基準モデル(1700mm, 60.5kg)との体重比で修正した。表 3-2, 3-3 にモデル化した筋の起始、停止の節および節座標系での座標などのパラメータを示す。

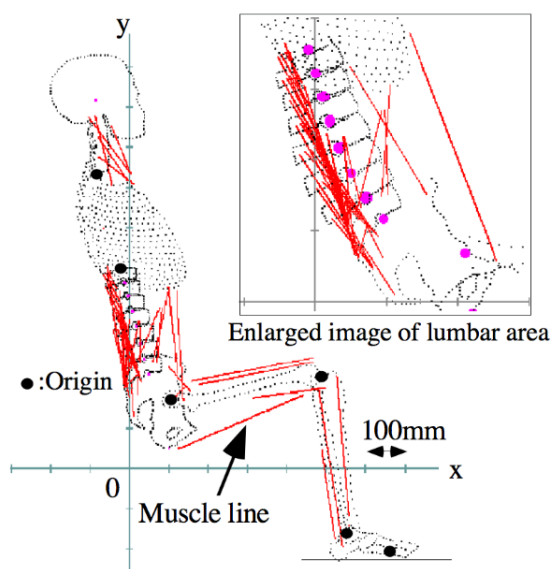


図3-2 筋骨格モデル

表3-2 体幹筋特性

| Muscle | | Origin Segment | X [mm] | Y [mm] | Insertion Segment | X [mm] | Y [mm] | PCSA [mm ²] |
|------------------------|----|-------------------|-----------|-----------|----------------------|-----------|-----------|----------------------------|
| Sternocleidomastoidens | | Thorax | 84.9 | 222.0 | Head-neck | -21.0 | 145.5 | 300 |
| Sternohyoideus | | Thorax | 84.9 | 222.0 | Head-neck | 37.5 | 145.5 | 300 |
| Trapezius | | Head-neck | -3.0 | 150.0 | Thorax | 32.6 | 209.0 | 300 |
| Scalenus anterior | | Head-neck | 4.5 | 96.0 | Thorax | 71.8 | 209.0 | 300 |
| Scalenus posterior | | Head-neck | 4.5 | 46.5 | Thorax | 84.9 | 195.9 | 300 |
| Multifidos | 1 | Pelvis | -40.8 | 152.1 | L5 | -23.9 | 15.5 | 332 |
| | 2 | Pelvis | -65.2 | 100.8 | L5 | -48.1 | -8.9 | 332 |
| | 3 | Pelvis | -23.6 | 181.5 | L4 | -30.3 | 10.9 | 366 |
| | 4 | Pelvis | -23.6 | 181.2 | L3 | -43.5 | 6.9 | 313 |
| | 5 | Pelvis | -23.6 | 181.4 | L2 | -48.6 | 9.7 | 122 |
| | 6 | Pelvis | -23.7 | 191.8 | L1 | -42.3 | 6.8 | 100 |
| | 7 | Pelvis | -62.5 | 150.9 | L4 | -58.3 | 0.6 | 366 |
| | 8 | Pelvis | -62.6 | 150.6 | L3 | -54.2 | 1.0 | 313 |
| | 9 | Pelvis | -62.5 | 150.9 | L2 | -57.8 | 8.5 | 122 |
| | 10 | Pelvis | -62.5 | 150.7 | L1 | -49.3 | 5.6 | 100 |
| | 11 | L5 | -23.3 | 25.0 | L3 | -30.2 | 11.1 | 313 |
| | 12 | L5 | -23.4 | 25.2 | L2 | -40.5 | 11.0 | 122 |
| | 13 | L5 | -23.3 | 25.1 | L1 | -37.6 | 8.5 | 100 |
| | 14 | L4 | -24.5 | 31.6 | L2 | -34.2 | 12.0 | 122 |
| | 15 | L4 | -24.5 | 31.6 | L1 | -33.8 | 9.4 | 100 |
| | 16 | L4 | -24.5 | 31.6 | T12 | -48.1 | 8.1 | 72 |
| | 17 | L3 | -23.0 | 31.2 | L1 | -27.7 | 10.2 | 100 |
| | 18 | L3 | -23.5 | 32.2 | T12 | -41.8 | 9.1 | 72 |
| | 19 | L3 | -23.6 | 32.5 | T11 | -49.6 | 5.6 | 65 |
| | 20 | L2 | -23.7 | 32.8 | T12 | -36.7 | 10.4 | 72 |
| | 21 | L2 | -23.7 | 32.8 | T11 | -43.5 | 7.4 | 65 |
| | 22 | L2 | -23.7 | 32.9 | Thorax | -46.9 | -1.5 | 65 |
| | 23 | L1 | -23.6 | 29.6 | T12 | -30.3 | 11.6 | 72 |
| | 24 | L1 | -23.7 | 29.8 | T11 | -37.7 | 8.9 | 65 |
| | 25 | L1 | -23.6 | 29.7 | Thorax | -40.6 | 1.2 | 65 |
| | 26 | T12 | -23.5 | 28.9 | T11 | -30.7 | 11.1 | 65 |
| | 27 | T12 | -23.5 | 28.9 | Thorax | -34.4 | 3.0 | 65 |
| | 28 | T11 | -27.7 | 28.8 | Thorax | -28.7 | 4.2 | 65 |
| Longissmus | 1 | Pelvis | -68.1 | 177.3 | L5 | -22.6 | 10.1 | 66 |
| | 2 | Pelvis | -68.2 | 177.4 | L4 | -25.4 | 12.3 | 154 |
| | 3 | Pelvis | -68.1 | 177.3 | L3 | -28.2 | 15.1 | 350 |
| | 4 | Pelvis | -68.2 | 176.8 | L2 | -29.7 | 13.2 | 554 |
| | 5 | Pelvis | -68.1 | 177.1 | L1 | -25.6 | 12.8 | 1225 |
| | 6 | Pelvis | -67.9 | 177.1 | Thorax | -32.2 | 16.7 | 2000 |
| Illiocostalis | 1 | Pelvis | -29.3 | 217.8 | L5 | -19.5 | 26.3 | 50 |
| | 2 | Pelvis | -43.9 | 222.2 | L4 | -22.4 | 22.9 | 91 |
| | 3 | Pelvis | -44.0 | 222.1 | L3 | -26.5 | 22.1 | 300 |
| | 4 | Pelvis | -44.1 | 222.1 | L2 | -26.9 | 22.0 | 427 |
| | 5 | Pelvis | -44.1 | 222.0 | L1 | -23.3 | 19.3 | 787 |
| | 6 | Pelvis | -68.1 | 184.1 | T12 | -10.3 | -52.5 | 881 |
| | 7 | Pelvis | -67.8 | 184.0 | T11 | -25.0 | -55.6 | 1265 |
| | 8 | Pelvis | -67.8 | 184.0 | Thorax | -17.5 | -51.0 | 1300 |
| Internal Oblique | 1 | Pelvis | -56.5 | 198.0 | T12 | 10.5 | -64.5 | 700 |
| | 2 | Pelvis | -22.3 | 227.8 | T11 | 71.5 | -82.0 | 700 |
| | 3 | Pelvis | 19.9 | 221.1 | Thorax | 107.8 | -74.6 | 700 |
| Ext. Oblique | 1 | T12 | 13.0 | -65.2 | Pelvis | -12.9 | 228.2 | 733 |
| | 2 | T11 | 75.7 | -82.9 | Pelvis | 28.7 | 216.6 | 733 |
| | 3 | Thorax | 104.2 | -74.3 | Pelvis | 71.5 | 177.4 | 733 |
| Rectus | | Pelvis | 67.7 | 106.5 | Thorax | 122.6 | -87.6 | 980 |

表 3-3 下肢筋特性

| Muscle | Origin Segment | Insertion Segment | PCSA [mm ²] |
|---------------------|----------------|-------------------|-------------------------|
| Iliacs | Pelvis | Thigh | 2200 |
| Gluteus maximus | Pelvis | Thigh | 2200 |
| Rectus femoris | Pelvis | Shank | 3600 |
| Vastus | Thigh | Shank | 14600 |
| Hamstrings | Pelvis | Shank | 5500 |
| Biceps femoris long | Pelvis | Shank | 1100 |
| Tibialis anterior | Shank | Foot | 1300 |
| Gastrocnemius | Thigh | Foot | 2300 |
| Soleus | Shank | Foot | 4300 |

3.2.4 腰椎モデル

腰部の各椎体間には、図 3-3 に示す弾性力が作用するものとし、椎体の運動は椎間板髓核相当位置回りに起きるものとした。椎間板は基準姿勢からの関節角度(椎体相対角度)変化 θ^{Joint} に比例する抵抗トルクを発揮する線形トルクばねとしてモデル化し、梅原ら(梅原 1992)の L4/L5 椎間板における計測値を各椎体間の関節可動域(White III 1990)に反比例させて配分した。また、椎体間に付着する靱帯のうち、主として矢状面内での作用が大きい前縦靱帯、後縦靱帯、棘間靱帯、棘上靱帯を伸展時のみ張力を発揮する線形ばねとしてモデル化した。靱帯のばね定数は、Pintar ら(Pintar 1992)の計測値の平均値を用いた。

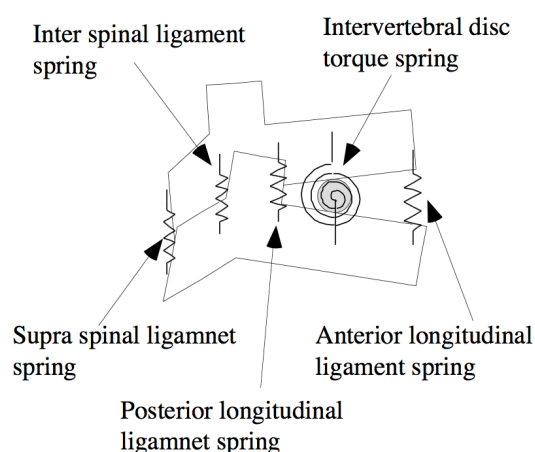


図3-3 腰椎モデル

椎間板による受動弾性モーメント K^{Joint} は、下記の式により、求めることができる。

$$K^{Joint} = -k_{Disc}^{Joint} \cdot \theta^{Joint} \quad (3-1)$$

図 3-4 に示すように、無重力での中立姿勢(George C. Marshall Flight Center 1976)を模し、側臥位中間位姿勢で腰椎部の X 線写真を撮影した結果、椎体間がほぼ平行になり、腰椎がほぼ直線状になることを確認した。この椎体間がほぼ平行になる状態は、解剖学における中間位と同等であり、無負荷時の脊柱の自然な姿勢であると言える。関節角度(椎体相対角度)変化 θ^{Joint} の基準となる姿勢については、したがって、上下椎体が平行になる姿勢を基準姿勢とし、このとき受動弾性要素の力が 0 になるものとした。

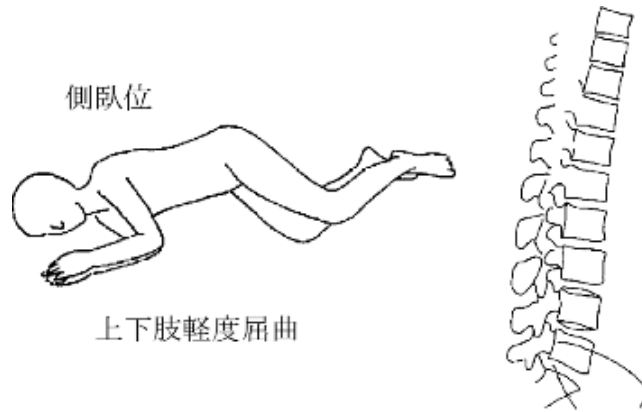


図 3-4 中立姿勢での脊柱形状

また、靱帯力は、靱帯付着点位置の絶対座標を $P_{Lig_j}^i$ とすれば、付着点間距離 D_j^i は、

$$D_j^i = \|P_{Lig_j}^{i+1} - P_{Lig_j}^i\| \quad (3-2)$$

となり、この付着点間距離を座位姿勢と基準姿勢で計算し、靱帯の伸張距離 L_j^i を求めると、

$$L_j^i = D_j^i - D_{Init_j}^i \quad (3-3)$$

靱帯 j のばね定数 k_{Lig}^j とすると、

$$F_j^i = k_{Lig}^j \cdot L_j^i \quad (3-4)$$

となる。なお、靱帯ばねは、伸張時($L_j^i > 0$)にのみ作用し、圧縮時($L_j^i < 0$)には作用しないものとした。

さらに、下肢関節には、非線形の受動弾性トルクが作用するものとし、式(3-2)に示す Audu(Audu

1985)の回帰式を用いた.

$$K^{Joint} = -k_1 \exp\{-k_2(\theta^{Joint} - k_3)\} + k_4 \exp\{-k_5(k_6 - \theta^{Joint})\} \quad (3-5)$$

以上の受動弾性要素の特性を表 3-4 に示す.

表3-4 関節受動弾性特性

| Intervertebral disc | | | Spring constant [Nm/rad] | | | |
|---------------------------|------|------|--------------------------|------|------|------|
| T10/T11 | | | 115 | | | |
| T11/T12 | | | 81 | | | |
| T12/L1 | | | 81 | | | |
| L1/L2 | | | 101 | | | |
| L2/L3 | | | 90 | | | |
| L3/L4 | | | 95 | | | |
| L4/L5 | | | 77 | | | |
| L5/S1 | | | 68 | | | |
| Ligament | | | Spring constant [N/mm] | | | |
| Anterior longitudinal l. | | | 33 | | | |
| Posterior longitudinal l. | | | 20.4 | | | |
| Supura spinous l. | | | 23.7 | | | |
| Inter spinous l. | | | 11.5 | | | |
| Leg Joint | $k1$ | $k2$ | $k3$ | $k4$ | $k5$ | $k6$ |
| Hip | 2.6 | 5.8 | -0.52 | 8.7 | 1.3 | 1.92 |
| Knee | 3.1 | 5.9 | -1.92 | 10.5 | 11.8 | 0.1 |
| Ankle | 2 | 5 | 0.52 | 9 | 5 | 1.92 |

3.2.5 腹腔モデル

体幹部の内的姿勢支持においては、筋活動と椎間板や靭帯などの弾性要素による支持の他に、腹腔を膨張構造として考えた場合のバルサルバ効果による支持が考えられている(Bartelink 1957). これは、胸郭下面の横隔膜や骨盤内面、脊柱と腹部筋膜による閉じた空間において腹腔内圧によって生じる支持力を意味する. 本研究では、これを腹腔モデルとして、モデル化した.

腹腔内圧は、体幹横幅を一定として基準姿勢における腹腔部体積の変化量に比例するものとした(山崎 1988). 図 3-5 に腹腔モデルとその原理を示す.

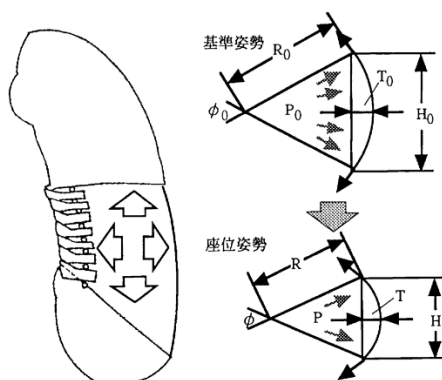


図 3-5 腹腔モデル

図 3-6 に腹部筋膜が腹腔内圧により、円弧状に膨張伸張した状態を示す。

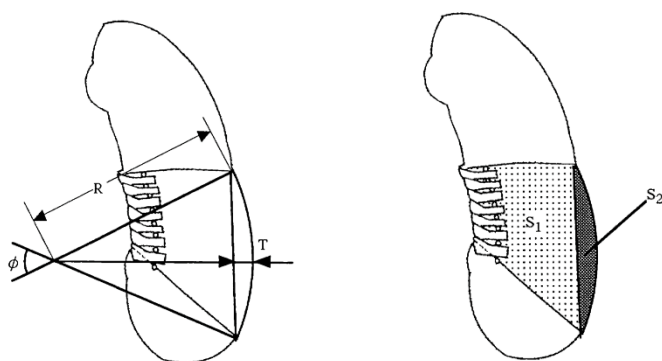


図 3-6 腹部筋膜が膨張伸張した状態

ここで、腹部筋膜膨隆高さを T 、腹部筋膜膨隆円弧半径を R 、中心角を ϕ 、円弧の弦長（腹部筋膜付着点間距離）を H とすると、幾何学的に下記の関係を得る。

$$R^2 = (R - T)^2 + \left(\frac{H}{2}\right)^2 \quad (3-6)$$

$$H = 2 \cdot R \sin \frac{\phi}{2} \quad (3-7)$$

また、腹部筋膜膨隆弦を前壁とする腹腔面積を S_1 、腹部筋膜の円弧と弦で囲まれる腹腔面積を S_2 とし、体幹横幅を B とすると、腹腔容積 V は、

$$V = B \cdot (S_1 + S_2) \quad (3-8)$$

となる。ここで、モデルの節長と角度が与えられれば、 S_1 は、幾何学的に計算できる。

この時、 S_2 を幾何学的に数式表現し、級数展開を用いて式を変形すると、

$$V = B \cdot \left\{ S_1 + \frac{2TH^3}{3(H^2 + 4T^2)} \right\} \quad (3-9)$$

と表現できる.

一方, 腹部筋膜の張力を F_T とすると, 腹部筋膜全体が受ける腹腔内圧 P との間には, 次のような関係がある.

$$2F_T \sin \frac{\phi}{2} = PHB \quad (3-10)$$

さらに, 腹部筋膜張力 F_T は, 張力に比例するため, 腹部筋膜の単位面積当たりのばね定数を K_a , 水平断面積を S_a とすると,

$$F_t = K_a(R\phi - H)S_a \quad (3-11)$$

となる. F_t を消去して整理すると,

$$64K_a S_a H^4 T^3 - 3PHB(H^2 + 4T^2)^3 = 0 \quad (3-12)$$

となり, P , H , T のうち, 2 つが既知であればあれば, 全て求まることになる.

基準姿勢において, モデルの姿勢が決定すると, S_1^0 および H_0 は, 幾何学的に計算できる. このとき, 基準姿勢時の腹腔内圧 P_0 を与えると, T_0 のみ未知数となり, 式(3-13)を解くことで, 基準姿勢時の腹部筋膜膨隆高さ T_0 が求まる.

$$64K_a S_a H_0^4 T_0^3 - 3P_0 H_0 B(H_0^2 + 4T_0^2)^3 = 0 \quad (3-13)$$

次に, 基準姿勢における腹腔内圧 P_0 , 腹腔容積 V_0 が既知であるとき, 着座により腹腔容積が変化したときの腹腔内圧 P は, パスカルの定理より,

$$P = \frac{P_0 V_0}{V} \quad (3-14)$$

となり, 基準姿勢と同様に式を変形すると,

$$192K_a S_a S_1^0 H^3 (H^2 + 4T^2) T^3 + 128K_a S_a H^6 T^4 - 9P_0 V_0 (H^2 + 4T^2)^4 = 0 \quad (3-15)$$

となる. ここで, K_a , S_a は定数, S_1^0 , H は幾何学的に求まり, P_0 , V_0 は基準姿勢の計算によって得られた

ため、未知数は T のみとなり、式(3-15)を解くことで、座位姿勢時の腹部筋膜膨隆高さ T が求まる。

以上より、本研究では、式(3-13)および式(3-15)をニュートン法による収束演算により解くことで、腹部筋膜膨隆高さ T_0 と T を求め、式(3-9)より、既知の体幹横幅 B を用いて、式(3-14)より腹腔内圧 P を得た。これを、式(3-10)に代入することで、腹部筋膜張力 F_T を求めた。

腹腔内圧 P が求まると、モデルの各節に作用する腹腔内圧支持力 F_{lap}^i は、内圧の作用面積を、矢状面方向の作用面長さ L_{lap}^i と体幹横幅 B の積として、式(3-16)で表せる。

$$F_{lap}^i = P \cdot B \cdot L_{lap}^i \cdot e_{lap}^i$$

$$\text{ただし, } L_{lap}^i = \|P_{lap}^i - P_{joint}^i\| \quad (3-16)$$

e_{lap}^i : 腹腔内圧の作用方向(節の法線方向で節に向かう方向)の単位ベクトル

P_{lap}^i : 腹腔内圧作用点の位置ベクトル

P_{joint}^i : 節関節点の位置ベクトル

なお、腹腔内圧作用部位は、胸郭および骨盤節では、関節点から腹膜要素付着位置までとなる。

本研究では、基準姿勢として自然立位姿勢を用いた。腹腔モデルのパラメータは、Bartelink(Bartelink 1957), Yamada(Yamada 1973)の文献を参考にし、表5のように定めた。

表 3-5 腹腔モデルのパラメータ

| Parameters | Constants |
|---|-----------------------|
| Abdominal pressure at standard posture [kPa] | 1.333 |
| Spring constant of abdominal wall [N/m ³] | 4.3×10^7 |
| Cross-sectional area of abdomen [mm ²] | 11.4×10^{-4} |
| Width of torso [mm] | 228 |

3.3 生体内負荷推定手法の提案

3.3.1 手法の概要

本章で、開発した座位姿勢の生体内負荷推定手法は、以下のようなものである。生体内負荷推定

の流れを図 3-7 に示す.

1) 着座姿勢と椅子反力の計測

骨格姿勢(身体骨格特徴点の矢状面 2 次元座標)とシートからの反力ベクトル(反力作用位置座標, 反力ベクトル)を入力データとする.

2) 被験者の体格の入力

解析対象の計測データの被験者の体格を入力することにより, 図 3-2 に示した剛体リンクモデルと筋骨格モデルの関節点座標が計測データにフィッティングされ, モデルの質量などパラメータが体格に合わせてスケーリングされる.

3) 筋骨格モデルの姿勢推定

計測データに含まれない脊柱形状を含めて, 推定される.

4) 筋骨格負荷の推定

推定した骨格姿勢と入力した反力ベクトルを元に, 力学的釣り合いにより関節モーメントを推定し, さらに筋張力を推定する.

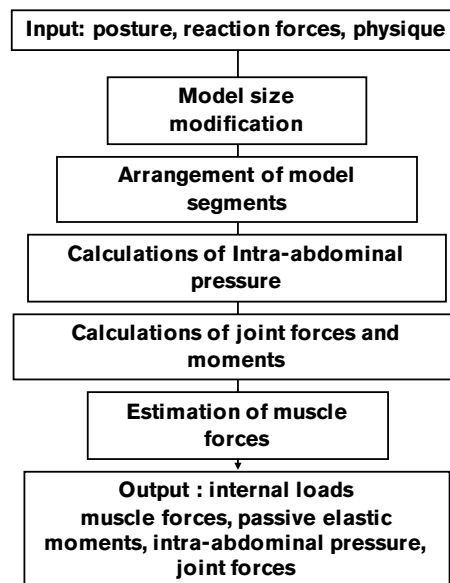


図 3-7 生体内負荷推定の流れ

その結果、以下の生体内負荷が推定される。

筋張力:全身 63 筋(実際は、筋群ごとの筋応力が推定され、筋生理断面積を乗ずることによって筋張力が求まる。)

関節負荷:関節反力(圧縮力、せん断力)、および関節受動弾性モーメント

腹腔内圧

以上の推定筋骨格負荷と入力データであるシート反力を接触負荷として扱うことで、座位姿勢における生体内負荷を求めることができる。

3.3.2 入力データの計測手法

座位姿勢の計測には、ロボットアーム式3次元座標計測機(小坂研究所社製ベクトロン VSC-27-A)を用いた。座位姿勢における計測標点は図 3-8 に●で示す 10 点である。また、座位姿勢時に、背もたれと接触し直接計測が困難な第 10 胸椎と第 1 仙椎(○)については、胸郭節と骨盤節の形状が姿勢によらず一定であるとし、あらかじめ背もたれのない座位姿勢において計測した胸郭節と骨盤節上の特徴点の位置関係を、座位姿勢での特徴点計測値に重ね合わせることで推定した。

図 3-7 に示す椅子と床からの反力は、既報(山崎 1997)の任意の椅子条件を設定できる可変クッション椅子計測システムを用いて計測した。

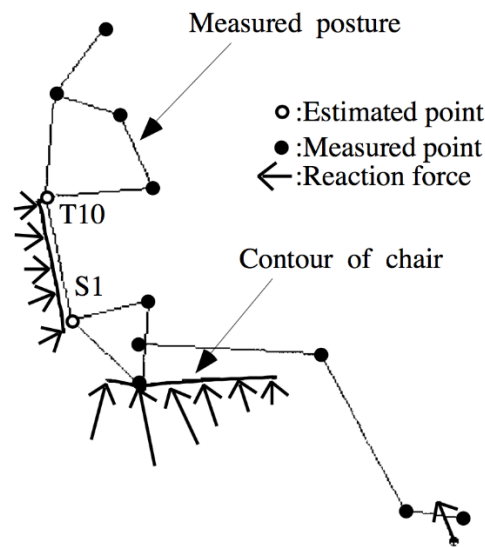


図 3-8 入力姿勢と反力データ例

3.3.3 骨格姿勢の推定手法

椎体節以外の粗大な節については、座位姿勢の体表面特徴点座標を計測して、各節の位置と角度を決定した。椎体節については、脊柱の連続性を考慮して図 3-9 に示す手順で求めた。すなわち、胸郭と骨盤節の端点位置と接線で定めた 3 次曲線を表 3-6 に示す椎体節間距離比(VH)で分割し、この点から垂直腹側に背面-椎体中心距離(DS)分平行移動して近似椎体中心位置とした。さらに、胸郭と骨盤節の関節点を通り、各近似椎体位置との誤差最小な高次曲線として脊柱曲線を推定し、この曲線上の椎体節間距離比で各椎体節の関節点位置を定めた。なお、近似曲線の次数は、自然な背面形状および脊柱形状として、胸郭節および骨盤節と接線を共有し、かつ連続であるような曲線近似されることを考慮し、試行錯誤的に 5 次決定した。

本研究では、椎体寸法比は一定としたが、身体寸法の個体差は胸郭と骨盤の特徴点計測値として含まれている。

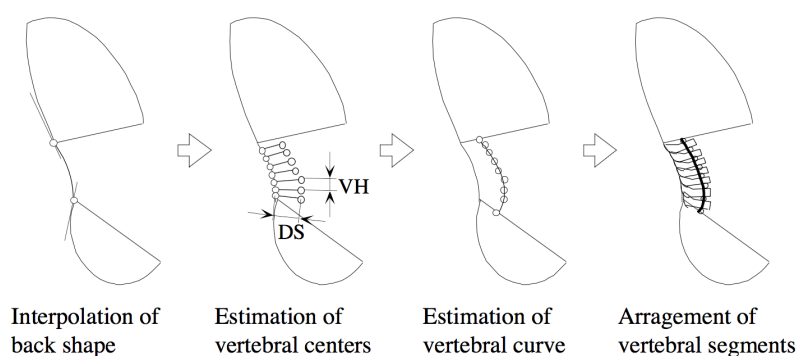


図 3-9 脊柱姿勢の推定手法

表 3-6 椎体中心位置のパラメータ

| | VH [mm] | DV [mm] |
|-----|---------|---------|
| T10 | - | 75.5 |
| T11 | 35.5 | 82.2 |
| T12 | 35.5 | 87.1 |
| L1 | 37.0 | 83.4 |
| L2 | 41.0 | 82.4 |
| L3 | 42.0 | 78.0 |
| L4 | 41.0 | 73.4 |
| L5 | 40.5 | 72.2 |
| S1 | - | 71.8 |

VH : Vertebral height

DV : Distance from back surface to vertebral center

3.3.4 筋張力推定手法

モデルの各節には、節重量、椅子反力、関節反力、靱帯力、腹腔内圧と椎間板ばねによるモーメントが作用する。このため、計測姿勢から推定したモデルの骨格姿勢と計測した椅子反力から、その姿勢の維持に必要な各関節回りのモーメントを計算した。

剛体リンクモデルの各節には、節自重 \mathbf{W}^i 、椅子反力 \mathbf{F}_R^i 、上位および下位節からの関節反力 \mathbf{F}_{Joint}^i が作用する。また、胸郭節、椎体節、骨盤節においては、腹腔内圧による支持力 \mathbf{F}_{lap}^i 、上位および下位節からの靱帯力 $\mathbf{F}_{Lig_j}^i$ も作用する。i 節関節点における力学的釣り合い式を式(3-17)に示す。

$$\mathbf{W}^i + \mathbf{F}_R^i + \mathbf{F}_{Joint}^i + \mathbf{F}_{lap}^i + \sum_{j=1}^4 \mathbf{F}_{Lig_j}^i - \mathbf{F}_{Joint}^{i+1} - \sum_{j=1}^4 \mathbf{F}_{Lig_j}^{i+1} = 0 \quad (3-17)$$

※ここでは、腰椎モデルにおける4種類の靱帯力をj=1～4の番号で表現した。

また、関節点周りのモーメントは、上記の釣り合い式にある各節に作用する力 \mathbf{F}_{force}^i と作用位置の関節点に対する位置ベクトル \mathbf{A}_{force}^i の外積になる。これに、関節において作用する関節受動弾性モーメント K^i および筋力による関節モーメント M^i 、および上位節からの反モーメントにより、関節点周りのモーメントの釣り合い式は、式(3-18)のようになる。

$$\begin{aligned} & \mathbf{W}^i \times \mathbf{A}_W^i + \mathbf{F}_R^i \times \mathbf{A}_R^i + \mathbf{F}_{joint}^i \times \mathbf{A}_{joint}^i + \mathbf{F}_{lap}^i \times \mathbf{A}_{lap}^i + \sum_{j=1}^4 (\mathbf{F}_{Lig_j}^i \times \mathbf{A}_{Lig_j}^i) + K^i + M^i \\ & - \mathbf{F}_{joint}^{i+1} \times \mathbf{A}_{joint}^{i+1} - \sum_{j=1}^4 (\mathbf{F}_{Lig_j}^{i+1} \times \mathbf{A}_{Lig_j}^{i+1}) - K^{i+1} - M^{i+1} = 0 \end{aligned} \quad (3-18)$$

これらの力とモーメントの釣り合い式を用いて、足部節より漸化的に解いていくことにより、各関節点まわりの筋力における関節モーメント M^i を求めた。

なお、漸化的に計算を行う際には、頭頸部節において頭頂部に仮想関節点を設けることにより、頸部関節周りのモーメントを求めた。この際、仮想関節には、足部節から漸化的に解くことによる誤差が蓄積するが、各関節のモーメントに比べれば無視できる程度の大きさレベルであることを確認している。

この関節モーメントと筋張力で生じるモーメントの釣り合い式は、筋応力を未知数とした式となり、各関節周りについて計 12 式成立し、多関節筋を含むため連立方程式となる。次に、起始点をほぼ同じくする筋は同期して活動し、筋応力が等しいとして 29 組の同期関係を仮定することで未知数を減少した。そして、筋疲労に相当する筋応力の 3 乗和最小の条件(Crowninshield 1981)で最適化演算すること、筋張力を推定した。

筋張力の推定条件を式(3-19)に示す。

状態変数: F_{Muscle}^m (筋番号 m の筋張力)

制約条件: 不等式条件 $F_{Muscle}^m \geq 0$ (筋張力非負条件)

等式条件 $M^i = \sum F_{Muscle}^m \cdot L_{Muscle}^m$ (関節モーメントの釣り合い式)

$F_{Muscle}^m = g(F_{Muscle}^m)$ (筋の同期関係)

目的関数: $I = \sum_{m=0}^{63} \left(\frac{F_{Muscle}^m}{s_{Muscle}^m} \right)^3 \rightarrow Min$

F_{Muscle}^m : 筋番号 m の筋の筋張力

L_{Muscle}^m : 筋番号 m の筋のモーメントアーム

$g(F_{Muscle}^m)$: 筋番号 m の筋の属する筋群

S_{Muscle}^m : 筋番号 m の筋の生理断面積 (3-19)

本手法においては、モーメントの釣り合い式 12 条件に対して、未知数が 29 となるため、上記の推定条件に基づき、ペナルティ乗数を用いた準ニュートン法を用いた最適化演算により、筋応力を推定し、筋生理断面積を掛けることにより、筋張力を求めた。

3.4 手法の有効性検証

3.4.1 手法の妥当性

本項では、本手法で推定した生体内負荷と文献による計測値を比較し、推定手法の妥当性について考察する。生体内負荷は、非侵襲で計測することが難しいため、比較する文献値は健常者を用いた医学的侵襲計測が行われていた時代の研究文献値に頼らざるを得ず、項目は非常に限定される。

図 3-10 に、身長 1700mm、体重 60kg の標準的な被験者のオフィスチェア相当の着座姿勢において推定した椎体間関節の圧縮力を示す。Andersson らは、針状の圧センサを用いて種々の座位姿勢における椎間板内圧を計測した(Andersson 1974)。本手法による L2/L3 椎間板圧縮力は、Andersson らの圧力値に平均的な椎間板断面積を乗じて、圧縮力換算した値の範囲内であり、関節反力の推定は、妥当であると考えられる。

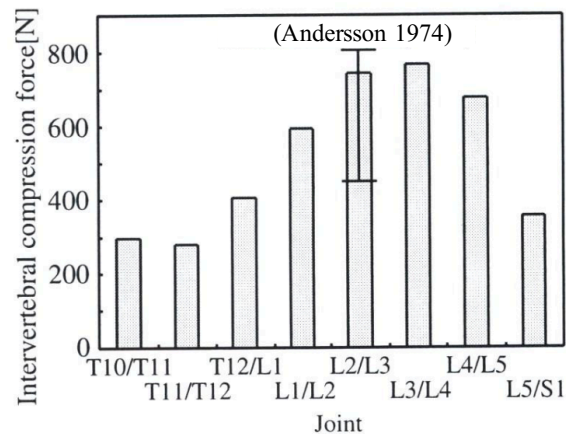


図 3-10 推定椎間板圧縮力

図 3-11 に、同じ被験者のオフィスチェア相当の着座姿勢において推定した背筋および腹筋の筋張力と、同様な姿勢において計測した腰椎部表面筋電図のピーク値を示す。これより、座位姿勢における筋活動の比率は、背筋と腹筋で定性的に一致した。なお、筋電図計測は、 $\pm 5V$ の出力を持つアンプを用い、脱力時に $0V$ の出力となるよう校正し計測した値であり、絶対値に意味はなく、活動比率にのみ意味を持つ。

以上より、本手法による生体内負荷の推定は、文献および計測値に一致する傾向が見られたが、検証に使ったデータが限定的であるため、絶対値の妥当性は十分でない可能性がある。しかし、姿勢間の比較などにおいては、生理計測なども絶対値での比較がしにくいことを考慮すれば、座位姿勢の評価指標として有効であると考えられる。

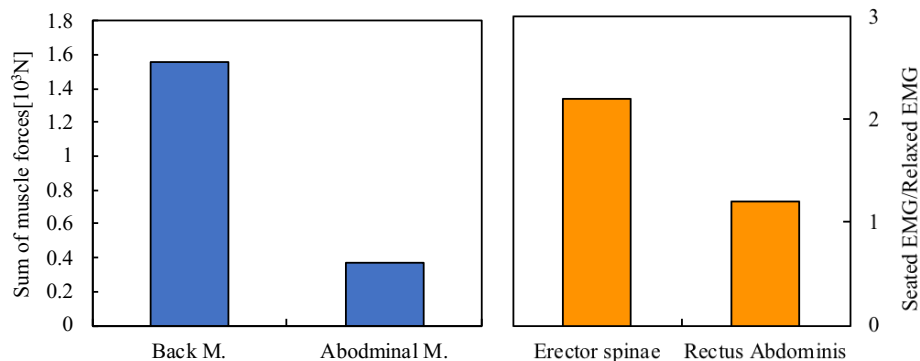


図 3-11 推定筋張力

3.4.2 生体内負荷推定の適用例

本手法を用いて、可変クッション椅子上に再現した種々の椅子条件における同一被験者の複数の計測値を解析して比較することで、姿勢や椅子条件によって生じる生体内負荷の違いを検討することが可能となる。以下に、その推定例を示す。

同じ成人男性被験者(1713mm, 70kg)が自動車運転席シート相当条件(背面角:66°, 座面角:16°, シートばね定数:6N/mm)に自然に座った場合と、この状態から強制的に座骨位置を 50mm 前後させた場合の生体内負荷の計算例を図 3-11 に示す。これより自然な座位姿勢においては、背筋の負荷が小さくなり、かつ椎間板の圧縮力は大きくなるが、椎間板のせん断力が最小化する傾向が見られ、これらの負荷が自然な座位姿勢決定に関与していることが示唆される。

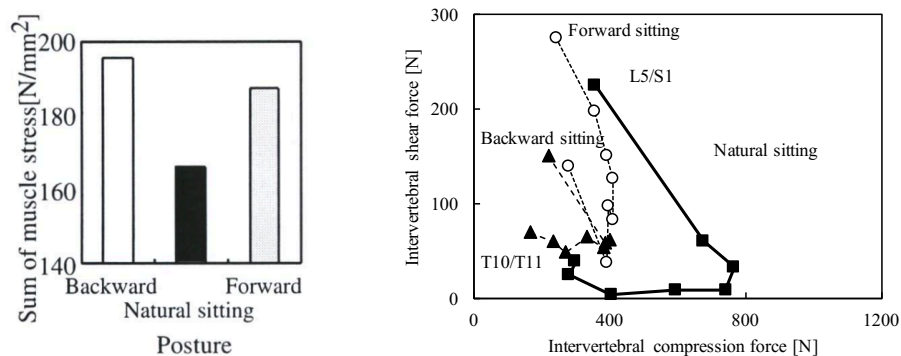


図 3-12 座骨位置の違いによる筋応力と椎間板負荷の比較

また、一般的に自動車運転席シートでは、胸郭を起こす必要があり、骨格構造から胸郭形状が変わらないため、腰部が大きく後湾する傾向が見られるが、同一被験者でも後席シート相当条件(背面角:60°, 座面角:18°, シートばね定数:6N/mm)では安楽姿勢となるため体幹部全体が後傾する。このため、脊柱屈曲角度に比例して生じる椎間板受動要素ばねによる弾性モーメントは、図 3-13 に示すように、運転席では L2~L4 レベルで大きくなるが、後席では T10~T12 レベルで大きくなる傾向が見られた。また、後席では安楽姿勢をとることにより背もたれの支持反力が大きくなるため、背筋の筋負荷が小さくなる傾向が見られた。このように、本手法を用いることにより姿勢や椅子条件によって生じる生体

内負荷の違いを検討することが可能となる。

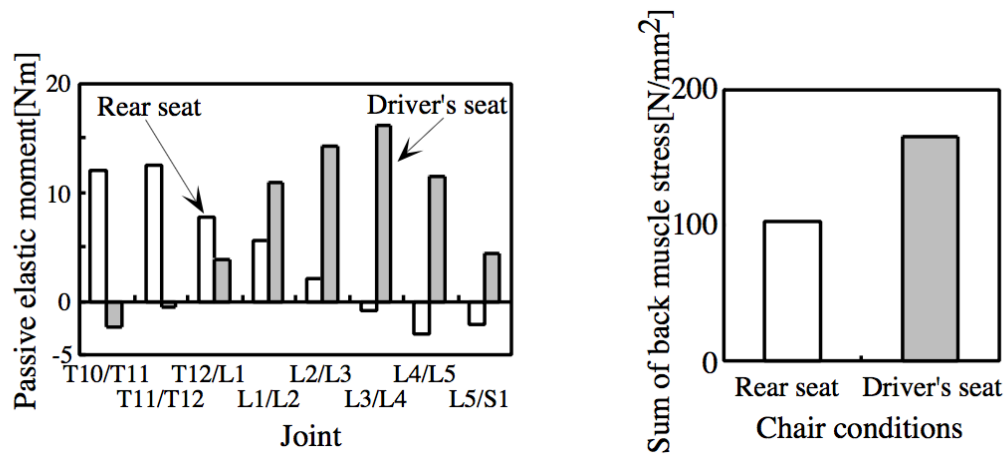


図 3-13 シート条件の違いによる筋応力と椎間板負荷の比較

3.4 結言

本章では、ヒトの解剖学的構造を模擬し、座位姿勢による脊柱形状の変化を表現可能な 2 次元筋骨格モデルを構築した。本手法により、姿勢と反力の計測データから、座位姿勢や椅子条件による生体内負荷の違いを定量的に得ることができ、生体内の物理状態の評価が可能となった。

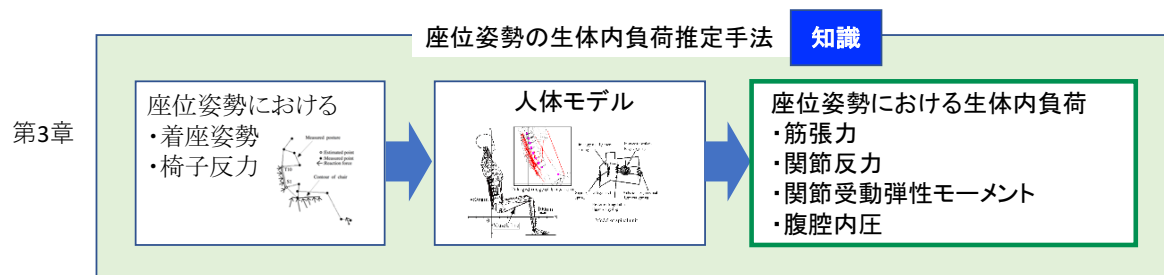


図 3-14 第3章で得た座り心地知識

本章で得た座り心地知識を図 2-6 の要素間関係図に加えたものを、図 3-15 に示す。本章では、第 2 章で抽出した課題である人体メカニズムに関する知識を得るために、生体内の物理状態を表す指標として、接触負荷と筋骨格負荷を生体内負荷として推定する手法を開発した。本手法そのものは、手続きの知識であり、直接設計に活かせるものではないが、本手法を用いることにより、生体内の物理状

態を知ることができるため、本手法を用いて研究を行うことにより、着座時におけるヒトの外部状態、内部の物理状態、生理状態の関係を考察することが可能となる。

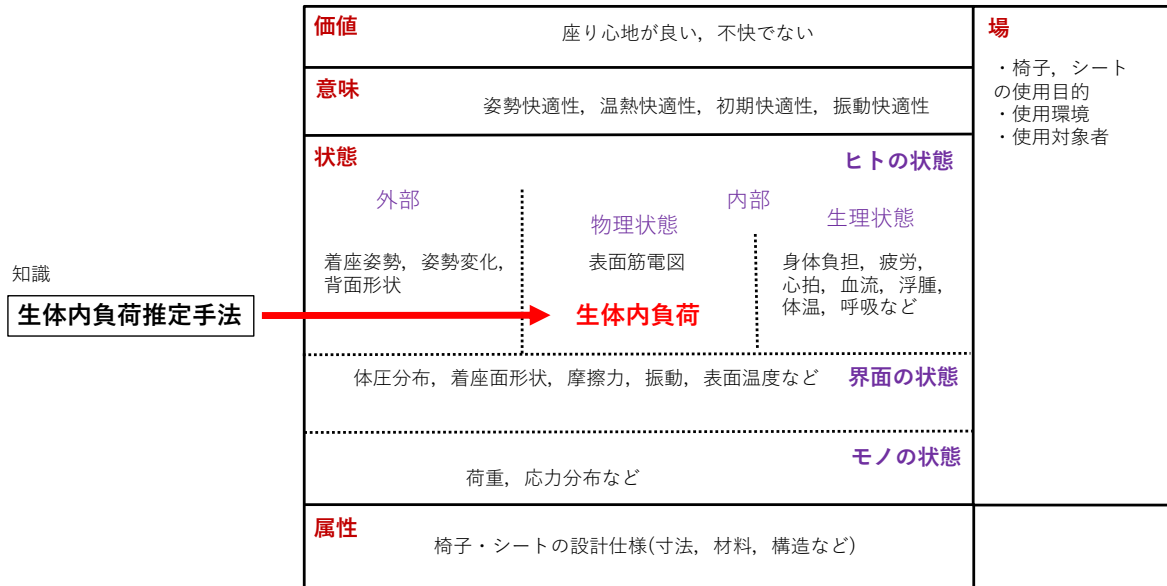


図 3-15 第3章で得た座り心地知識を加えた座り心地知識体系の要素間関係図

第 4 章

座位姿勢の決定メカニズムの解明

4.1 緒言

椅子の座り心地は、椅子特性のみならず、着座姿勢に大きく影響される。通常の椅子設計では深く座り、体幹を背もたれに接触させた姿勢を前提としていたが、実際には前方へ尻ずれした浅座りも多い(Reed 1998)。このため、椅子の設計・評価においては、ある椅子条件に対する実際の座り方を試作前に予測できることが望まれる。この予測は、ヒトがどのようなことを望んで着座姿勢を決めているのかを知ることで可能になる。

着座時の状態には、身体表面の軟部組織圧迫などの接触負荷と、筋緊張などの生体内負荷がある。Reed ら(Reed 1999)は、脊柱起立筋の筋電計測と頭頸部、胸郭、上腕、腰部の剛体 4 リンクのモデル解析により、自動車シート運転姿勢決定には背筋および頸部筋の負荷および脊柱屈曲が関与する(Reed 1998)としている。また、Goossens ら(Goossens 1995)は、4 リンクの全身モデルによる寝椅子の解析において、褥瘡防止の観点から身体に作用するせん断方向反力を減らすことを椅子の設計指針とした。しかしながら、これらのモデルは、座位姿勢の特徴が主として現れる体幹部の節数が 2 節と少ないために生体模擬性が低く、座位姿勢時の脊柱形状や姿勢の違いを表現できず、また剛体リンクモデルのみであるため、筋負荷などの詳細解析はできないため生体内負荷の推定精度には限界が

あった。本研究では、第3章において、体幹部を9節に分割した剛体リンクモデルを開発し、63の筋を有する筋骨格モデルにより、生体内負荷を推定する手法を開発した。これにより、従来のモデルでは、解析が出来なかった個人差を含む座位姿勢の生体内負荷解析が可能となった。

本章では、第3章で開発した生体内負荷推定手法を用い、実際の姿勢と反力の計測値から着座時の筋骨格系にかかる生体内負荷を推定した。この生体内負荷と接触負荷の目安となる支持反力計測値について、自然な着座姿勢において最適化される要因を探索し、これを座位姿勢の決定要因を求めた。

4.2 解析方法

4.2.1 解析の手順

生体内負荷の推定には、第3章で開発した2次元筋骨格モデルを用いた。本モデルに、被験者の着座姿勢と椅子反力を入力することにより、受動弾性モーメント、筋張力、関節力および腹腔内圧などを推定することができる。

椅子反力とその作用位置の計測は、角度と形状およびクッション特性が調節可能な可変クッション椅子(山崎 1997)と床反力計を用いて行った。着座姿勢は、空間座標計測装置(小坂研究所ベクトロン VSC-27)により、体表面上の標点座標を計測することで与えた。

4.2.2 入力データの計測条件

本研究では、長時間一定姿勢をとり続けるために個人の着座姿勢の好みが出やすい自動車シートを対象とし、実験では可変クッション椅子を、図 4-1 に示す M クラス普通乗用車の運転席条件および図 4-2 に示す L クラス普通乗用車の後席条件に設定した。

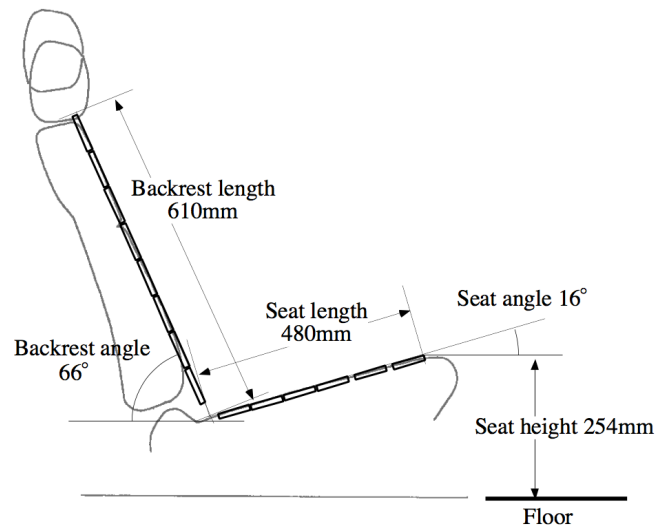


図 4-1 運転席条件

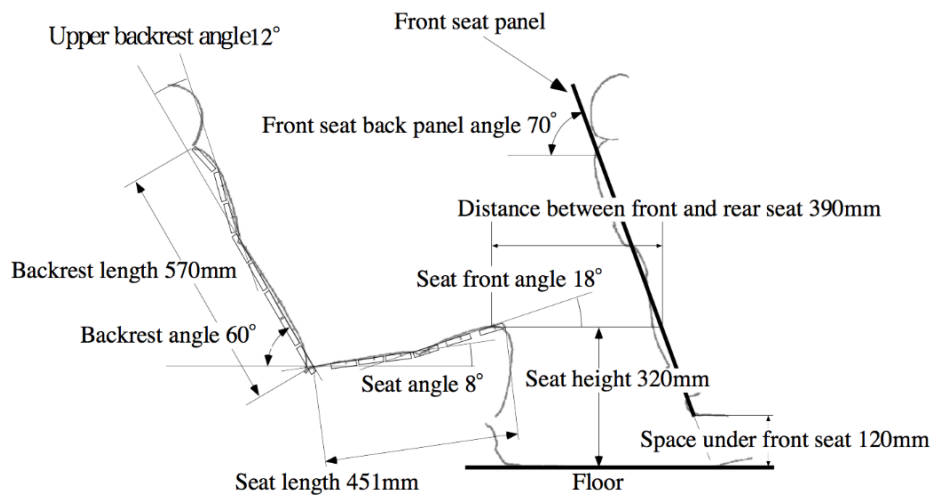


図 4-2 後席条件

実験条件を表 4-1 に示す。運転席条件では、「運転することを想定して前方を注視し、手は大腿の上に置いた姿勢をとる」よう被験者に教示した。ただし、姿勢決定に対する運転操作系の影響を除くため、ペダルなどは設けなかった。また、後席条件では、前席背面相当のパネルを設け、「前方を見ることを意識して、安楽な姿勢をとる」よう教示した。なお、計測した姿勢は、以下の 4 種であり、着座時間は一姿勢あたり約 15 分である。

- ・後方着座姿勢…椅子に対して、最も深く着座した姿勢。

- ・前方着座姿勢…後方着座姿勢から座骨位置を前方へ 120mm 移動した姿勢.
- ・自由着座姿勢…椅子に自然に着座した姿勢.
- ・快適着座姿勢…自由姿勢から最も快適になるように可変クッション椅子のクッション硬さ分布を調節した時の姿勢.

被験者は, 21~30 才の健常男性 37 名であり, その体格分布を図 4-3, 反力と姿勢の計測例を図 4-4 に示す.

表 4-1 実験条件

| | Experiment.1 | Experiment.2 | Experiment.3 | Experiment.4 |
|------------------------------------|------------------|-----------------|------------------|-----------------|
| Chair condition | Driver's seat | Driver's seat | Rear seat | Rear seat |
| Cushion hardness : backrest [N/mm] | 6 | 12 | 6 | 12 |
| Cushion hardness : seat [N/mm] | 6 | 6 | 6 | 6 |
| Number of subjects | 10 | 12 | 12 | 37 |
| Measured postures | Backward sitting | Natural sitting | Backward sitting | Natural sitting |
| | Natural sitting | Optimal sitting | Natural sitting | Optimal sitting |
| | Forward sitting | | | |

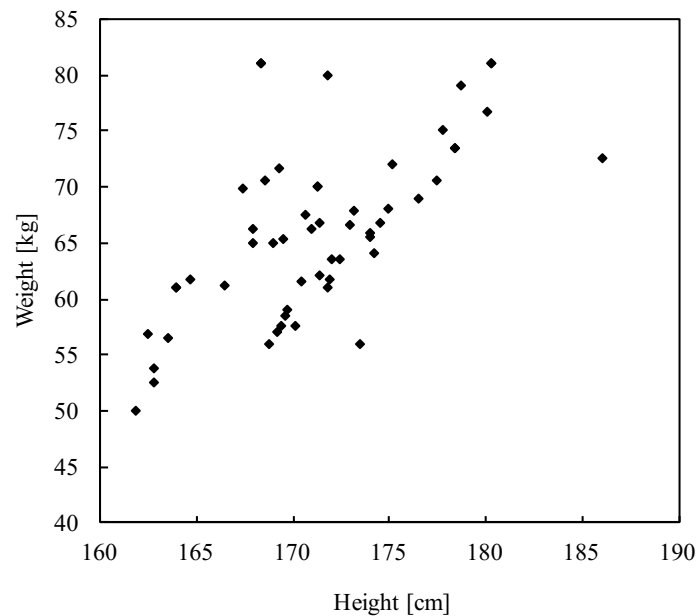


図 4-3 被験者の体格分布

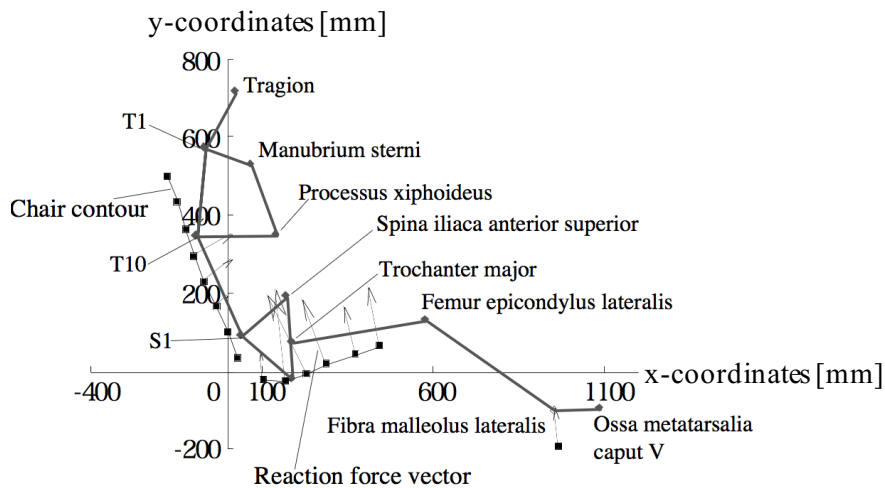


図 4-4 姿勢と反力の計測例

4.3 結果と考察

4.3.1 着座条件による座位姿勢の差異

運転席条件において同一被験者が座骨位置を変えた場合(実験 1)の着座姿勢と椅子反力を図 4-5 に示す。座骨結節の前方への移動に伴って骨盤が後傾し、体幹全体が後傾する。また、反力も、座骨が前方へ移動するに従い、骨盤部の支持が減少し、第 10 胸椎付近と座骨結節付近に集中する傾向が見られた。

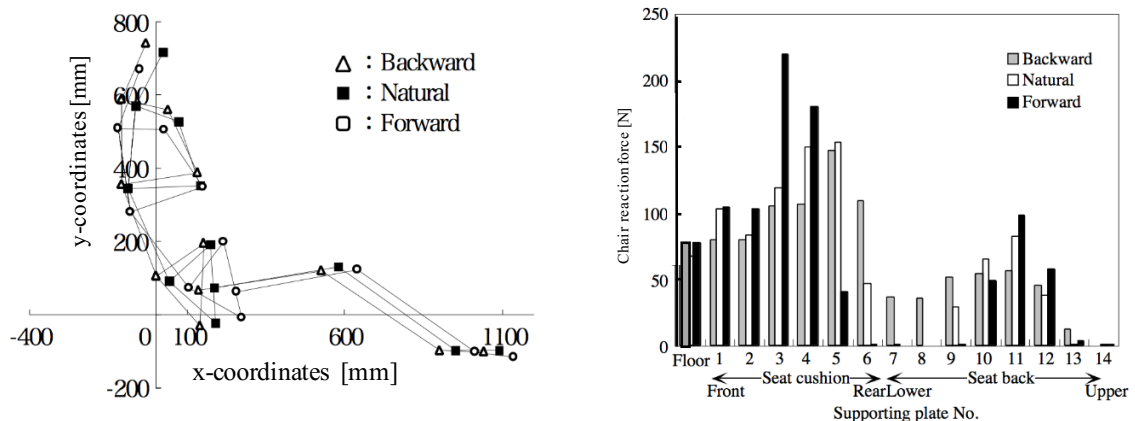


図 4-5 座骨位置の違いと座位姿勢およびシート反力

図 4-6 に、運転席条件における自由姿勢と快適姿勢(実験 2)の計測結果例を示す。両者の姿勢

の差は小さいが、クッション調節後には、座面の反力が分散し、背面のピーク位置が変わるなどの傾向が見られる。

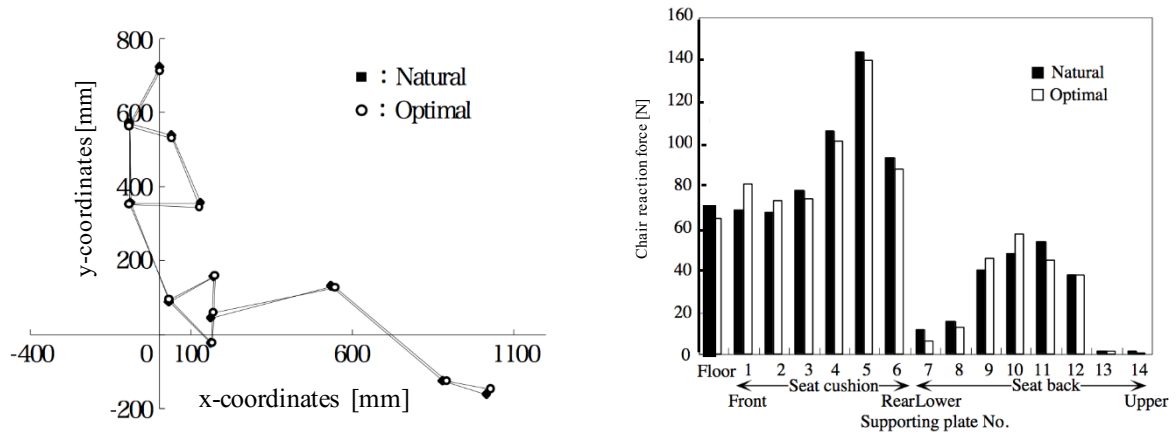


図 4-6 着座条件の違いと座位姿勢およびシート反力

図 4-7 に同一被験者の運転席自由姿勢(実験 1)と後席自由姿勢(実験 3)を示す。背もたれの傾斜が大きい後席では、体幹を背もたれに預けて骨盤が後傾し、膝を屈曲して足部を骨盤側に近づける傾向が見られた。これは、前席による空間制約があることと、骨盤後傾により生じる前方への尻滑りを防ぐためであると考えられる。なお、反力分布は、浅座りと同様の分布傾向になる。

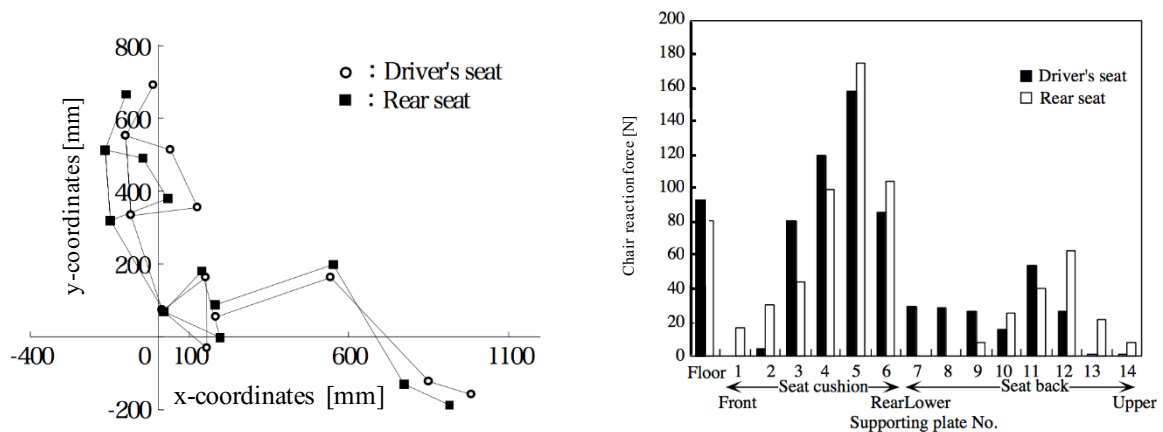


図 4-7 シート条件の違いと座位姿勢およびシート反力

4.3.2 姿勢決定要因

計測した反力を接触負荷として、また計測した姿勢と反力から推定した生体内負荷を筋骨格負荷として姿勢決定要因を検討した。姿勢決定要因とは、自由姿勢もしくは快適姿勢で最小化されるパラメータであるとする。以降の解析においては、各被験者の生体内負荷指標値を姿勢条件間で比較し、Wilcoxon の符号順位検定により、姿勢間の変化に 5%以上の有意差が見られた場合について、図中に記載した。

(1) 接触負荷

可変クッション椅子により計測される各支持面の反力を用いて、座面(シートクッション)および背面(シートバック)それぞれについて以下の2指標を定義した。

- ・反力集中度＝座面もしくは背面の反力標準偏差/反力平均値
- ・座面もしくは背面の反力平均値

図 4-8 に示すように、後席条件(実験 3, 4)において、座面の反力集中度が減少する傾向が見られた(12 名中 10 名)。同様の傾向は、図 4-9 に示すように背面でも見られた(37 名中 30 名)。また、図 4-10 に示すように座面圧縮方向反力の平均値も減少する傾向が見られた(37 名中 25 名)。これより、圧縮方向反力において座面の平均値と座面および背面の集中度が姿勢決定要因の候補であるといえる。

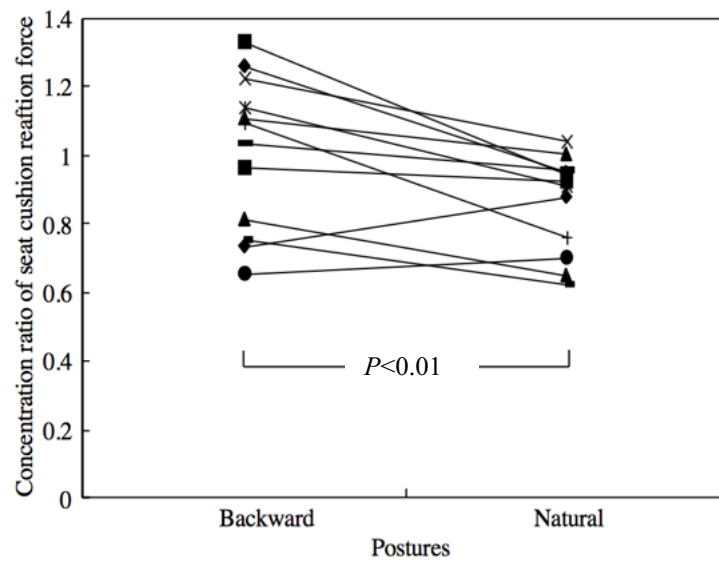


図 4-8 着座条件違いとシートクッション反力集中度

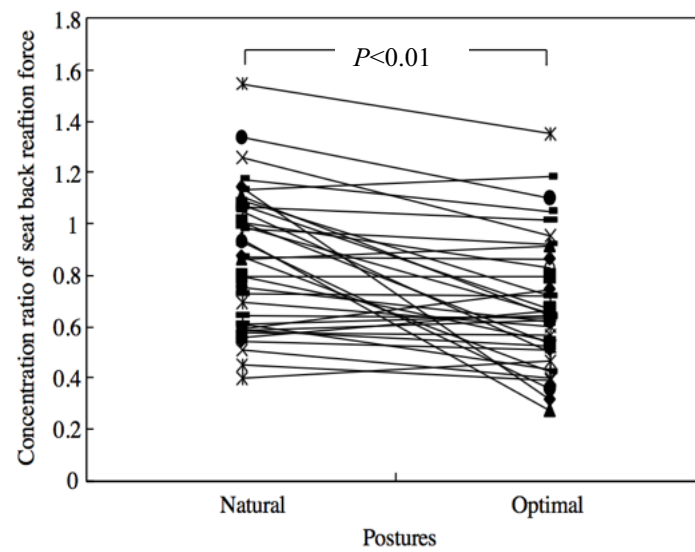


図 4-9 着座条件違いとシートバック反力集中度

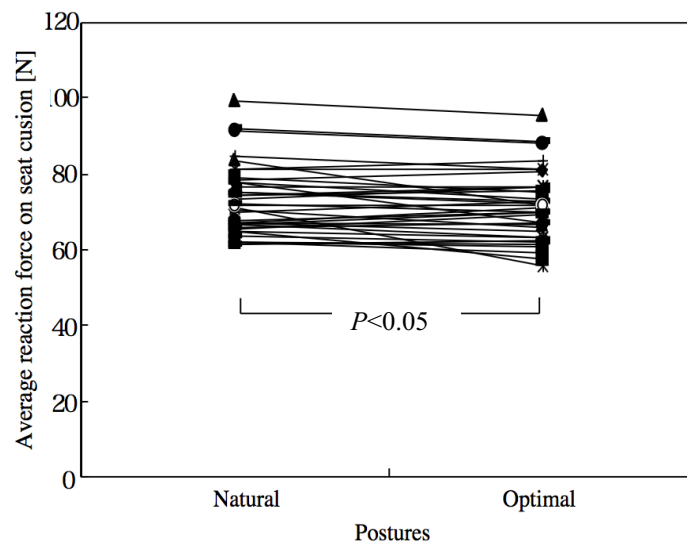


図 4-10 後席条件における座面反力平均値

また、図 4-11、4-12 に示すように、運転席条件(実験 1)において、せん断方向反力の総和が最小化される傾向が見られた(10 名中座面6名、背面7名). これより、せん断方向反力も姿勢決定要因の候補であると考えられる.

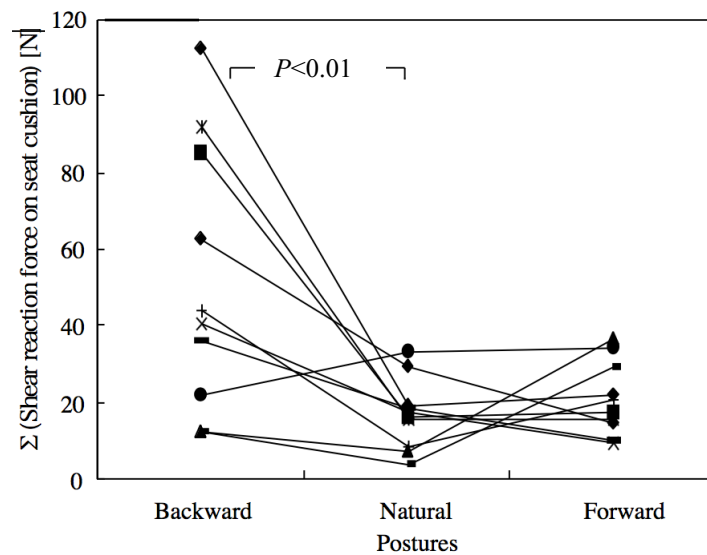


図 4-11 シートクッション反力せん断成分(運転席条件)

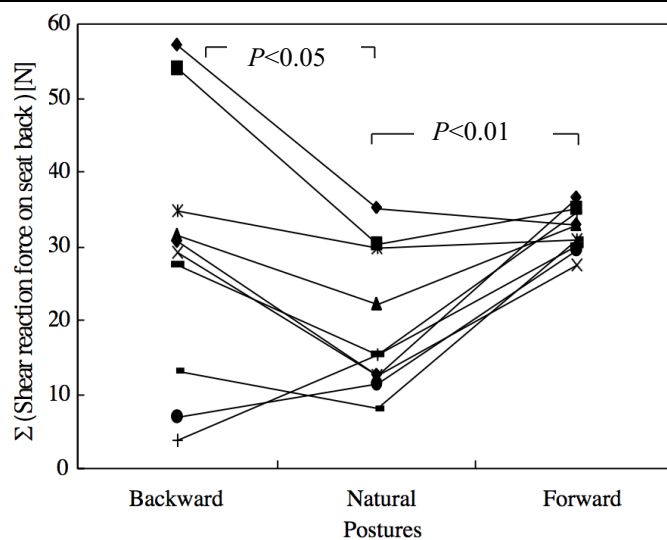


図 4-12 シートバック反力せん断成分(運転席条件)

(2) 関節負荷

図 4-13 に示すように運転席条件(実験 1)で腰椎部椎間板せん断力の総和が, 自由姿勢において最小化される傾向が見られた(10 名中 8 名). 腰椎部椎間板圧縮力の総和については, 明確な傾向は見られなかった. これより, 腰椎部椎間板せん断力は, 姿勢決定要因の候補であるといえる.

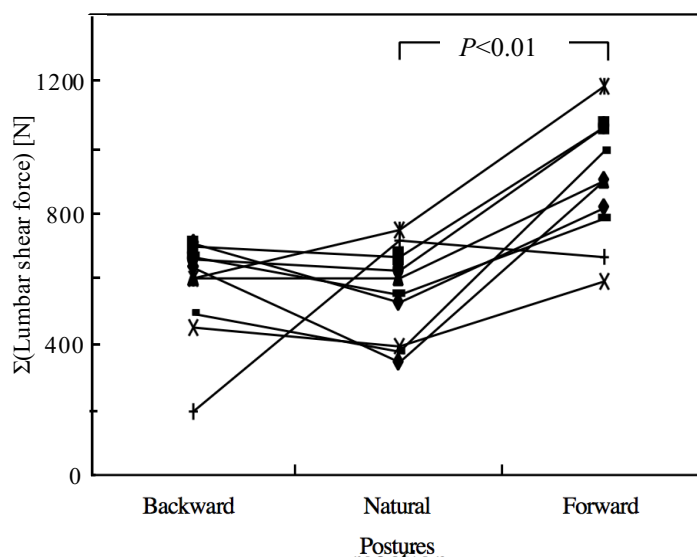


図 4-13 腰椎部椎間板せん断力(運転席条件)

(3) 筋負荷

図 4-14 に運転席条件(実験 1)での背筋応力の総和を示す。これより、背筋負荷は、自由姿勢で最小化される傾向が見られた(10 名中6名)。また、図 4-15 に示すように運転席条件(実験 2)における下肢筋応力総和についても、背筋などに比べ絶対値は小さいが、自由姿勢において最小化する傾向が見られた(12 名中7名)。これより、下肢筋負荷も姿勢決定要因であるといえる。また、図 4-16 に示すように、後席条件(実験 4)においてのみ、頸部筋応力総和が最小化される傾向が見られた(12 名中7名)。運転席条件では、同様な傾向は見られず、後席と運転席の条件の違いに起因している可能性が示唆される。なお、腹筋負荷に明確な傾向は見られなかった。

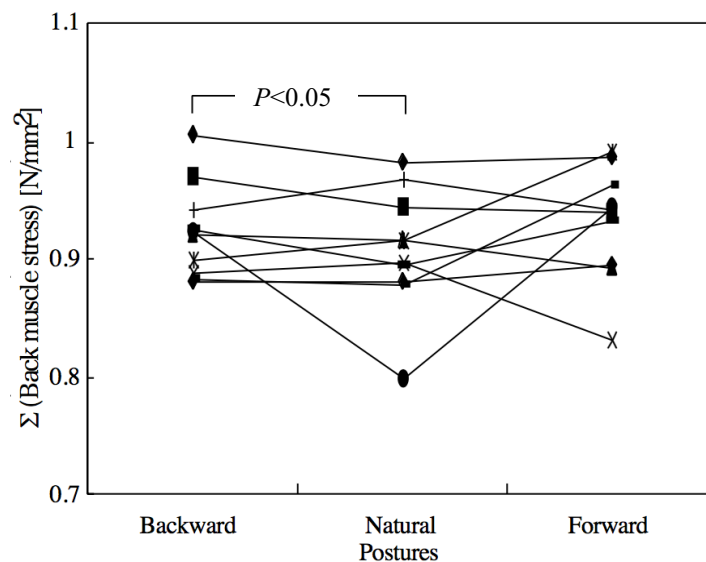


図 4-14 背筋応力総和(運転席条件)

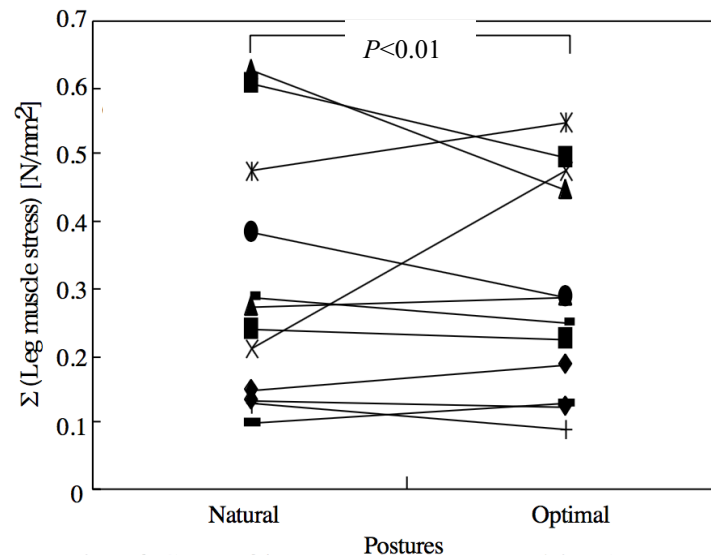


図 4-15 下肢筋応力総和(運転席条件)

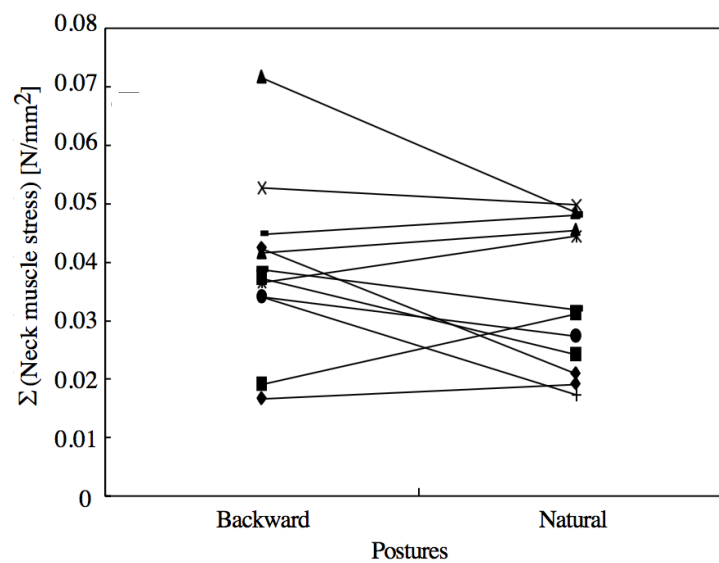


図 4-16 頸部筋応力総和(後席条件)

(4) その他の生体内負荷

図 4-17 に示すように運転席条件(実験 1)における腹腔内圧が自由姿勢で最小化される傾向が見られた(10 名中 8 名)。後席条件で、特に明確な傾向は見られなかった。

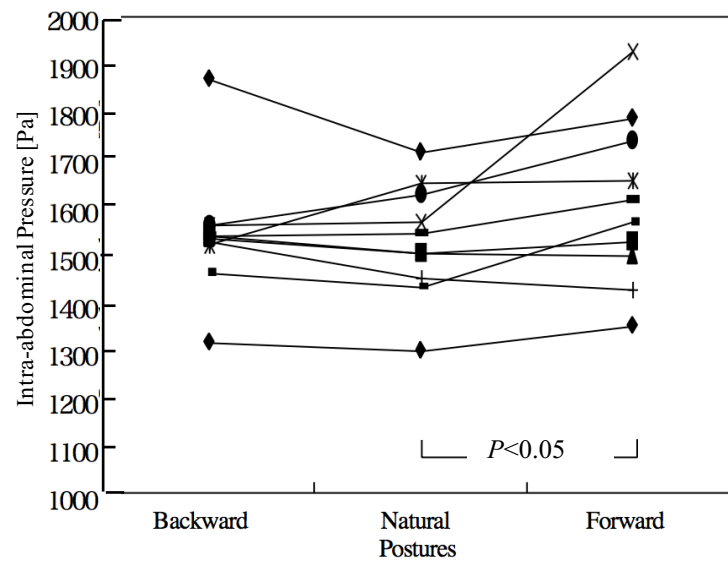


図 4-17 腹腔内圧(運転席条件)

4.3.3 生体力学に基づく座位姿勢決定の特徴

表 4-2 に生体内負荷のパラメータと最適値となった被験者の割合[%]を示す. これより, 本研究では以下の指標を生体力学に基づく姿勢決定要因として抽出した.

接触負荷要因…座面と背面の反力集中度, 座面反力平均値, 座面と背面のせん断方向反力総和

筋骨格負荷要因…腰椎せん断力総和, 背筋応力総和, 下肢筋応力総和, 腹腔内圧

表 4-2 最適化された生体内負荷の被験者数の割合[%]

| Load parameters (Sum) | Experiment.1 | Experiment.2 | Experiment.3 | Experiment.4 |
|--|--------------|--------------|--------------|--------------|
| Concentration ratio of seat cushion reaction force | 20 | 42 | 83 | 68 |
| Concentration ratio of seat back reaction force | 20 | 50 | 17 | 81 |
| Average reaction force on seat cushion | 0 | 25 | 25 | 68 |
| Shear reaction force on seat cushion | 20 | 58 | 0 | 8 |
| Shear reaction force on seat cushion | 40 | 75 | 42 | 49 |
| Lumbar shear force | 80 | 67 | 17 | 49 |
| Back muscle stress | 50 | 58 | 67 | 46 |
| Leg muscle stress | 30 | 58 | 58 | 51 |
| Neck muscle stress | 0 | 33 | 58 | 49 |
| Intra-abdominal pressure | 80 | 25 | 58 | 41 |

接触負荷については, 軟部組織圧迫による血流障害を防ぐために圧縮方向反力の絶対値が重要であり, かつ分散した方が良いということを示している. これは従来から椅子評価に用いられている良

い体圧分布に関する知見(永島 1991)に近い。また、せん断方向反力については、Goossens ら (Goossens 1995)の見解と一致する。また、後席条件の方が支持反力に関する傾向が顕著に見られるのは、体幹が後傾し、椅子反力が大きいためである。

腰椎椎間板負荷については、椎間板は圧縮成分に強く、せん断成分に弱いと考えられることから、せん断力に敏感であることは妥当であると思われる。また、筋負荷については背筋が支配的である Reed(Reed 1998)による結論とも一致する。また、下肢筋負荷については、ハムストリングスなどの骨盤と下腿を結ぶ二関節筋が体幹姿勢に影響するためであると考えられる。腹腔内圧については、特に運転席条件で顕著に傾向が見られたが、これは背面と座面の挟み角が後席に比べて狭いためである。

後席条件のみ、頸部筋負荷に傾向が見られたのは、前方を注視するという教示に対して、頭部の姿勢維持のための頸部筋負荷の影響が、背もたれ角度の後傾により顕著に現れたためと考えられる。

4.4 生体力学に基づく座位姿勢の決定要因

本章で求めた生体力学に基づく姿勢決定要因を以下に示す。

接触負荷要因…座面と背面の反力集中度、座面反力平均値、座面と背面のせん断方向反力総和

筋骨格負荷要因…腰椎せん断力総和、背筋応力総和、下肢筋応力総和、腹腔内圧

いずれの指標も、望小特性であり、負荷が小さいほど快適な姿勢となる。

4.5 結言

本章では、生体力学に基づく座位姿勢の決定要因を考察し、接触負荷要因として座面反力総和、座面および背面の反力集中度が、筋骨格負荷要因として腰椎せん断力、背筋・下肢筋負荷、腹腔内圧が関与していることがわかった。身体姿勢と椅子反力の計測値が得られれば、座位姿勢の状態を示す評価指標として、生体内負荷を直接使用することも可能である。

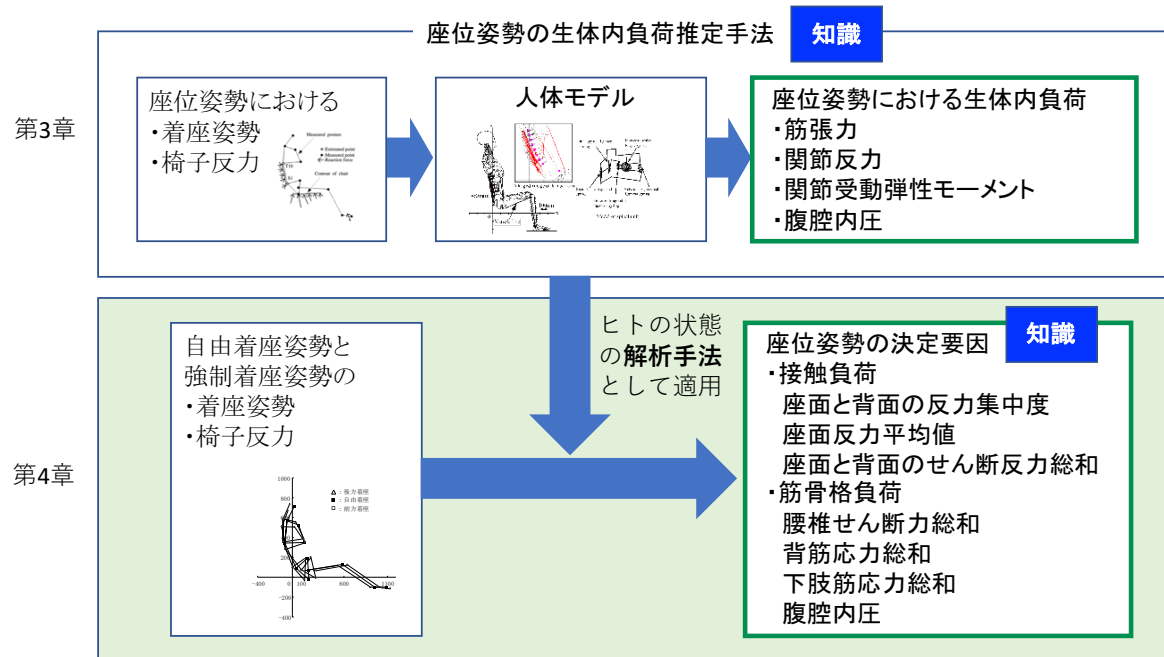


図 4-18 第4章で得た座り心地知識

本章で得た座り心地知識を図 3-15 の要素間関係図に加えたものを、図 4-19 に示す。本章では、第3章で開発した生体内負荷推定手法を用い、外部の状態である着座姿勢、内部の物理状態である生体内負荷の関係を解析し、生体力学に基づく座位姿勢決定要因を求めた。これにより、座り心地向上に関する人体内部状態を表す指標が明確になり、研究知識として構築できた。

なお、本章で得た上記の知識は、自動車シートという限定された場において得られたものであるが、得られた知識は力学的な人体メカニズムであるため、椅子・シートの使用環境に関する場に依存せず、座るという行為においては一般的に適用可能な座り心地知識であると考えられる。

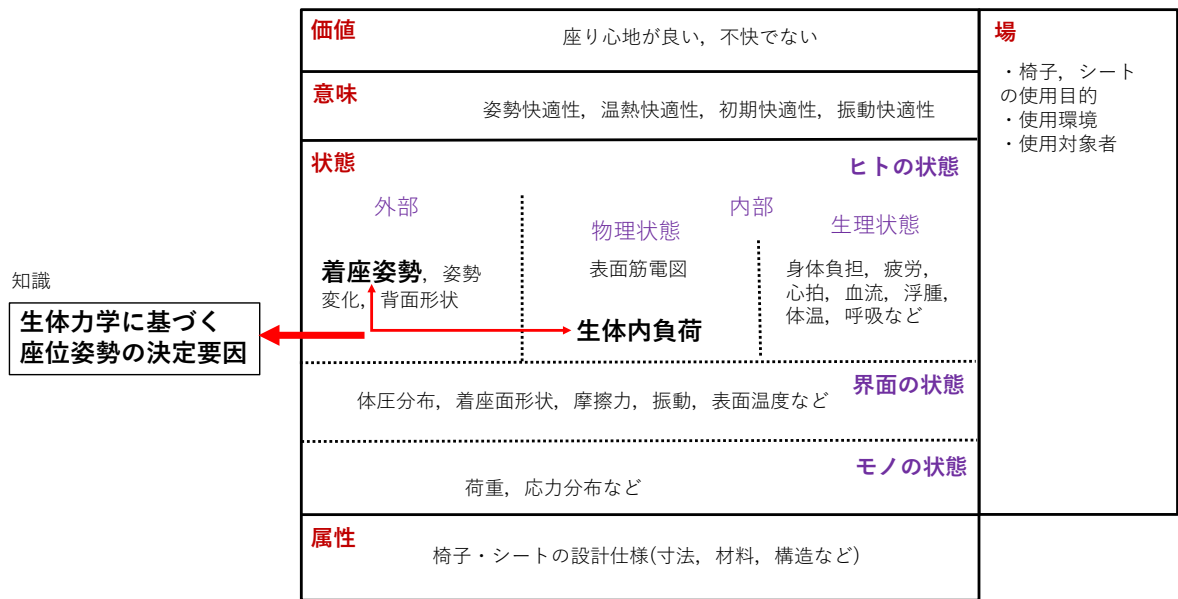


図 4-19 第4章で得た座り心地知識を加えた座り心地知識体系の要素間関係図

第 5 章

座位姿勢決定要因を考慮した 肉体疲労低減運転姿勢の開発

5.1 緒言

第 4 章で求めた座位姿勢の生体力学に基づく決定要因を考慮すると、座り心地の良いという価値に対する解として、これらの姿勢決定要因である生体内負荷が小さくなる座位姿勢が良いと考えられる。そこで、本章では、自動車シートを題材として、長時間運転時に疲労の少ない運転姿勢を、実験的に姿勢とシート形状を最適化することで開発し、それを実現するシート要件を求める。さらに、開発した運転姿勢の肉体疲労低減効果を検証し、生体内負荷低減が座り心地向上に有効であることを示す。

5.2 肉体疲労低減運転姿勢の開発

長時間運転時の疲労は、肉体疲労と精神疲労に分類でき、精神疲労は運転および交通環境に強く依存するが、肉体疲労は主として運転姿勢に起因すると考えられる。本研究では、主として高速道の長時間運転時などで生じる肉体疲労に着目する。

従来より、運転姿勢に起因する疲労を低減するために自動車シート用マッサージデバイスなどが開

発されている(Kolich 2000). しかし, これらは肉体疲労を回復するか進行を遅らせるものであり, 疲労の要因そのものを低減するものではない. したがって, 肉体疲労の直接的要因となる姿勢により生じる生体力学的負荷を低減する運転姿勢の開発が効果的であると考えられる. 座位姿勢での生体力学的負荷は, 筋骨格負荷と接触負荷に分けられ, これらを低減することが重要となる.

図 5-1 に示す無重力状態での中立姿勢(George C. Marshall Flight Center 1976)(Mount 2003)は, 自重負荷から解放され受動的な負荷が最小の状態での釣り合った姿勢であり, 生体内負荷を低減する幾何学的姿勢として妥当であると考えられる. 一方, 重力下においては, 自重は筋骨格負荷として身体に作用し, シートにおける自重の支持は負荷低減に重要な要素となる. この自重支持と視界や操作などの運転の必要条件を考慮すると, シートバックを 2 分割した中折れシートは, 合理的構造であると考えられる.

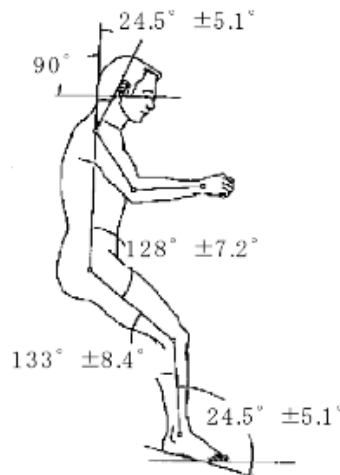


図 5-1 無重力状態の中立姿勢

本研究では, 以下の仮説を検証することを目的とする.

- ・最適化した運転姿勢の関節角度は, 無重力状態での中立姿勢の関節角度に近いか?
- ・最適化した運転姿勢では, 生体内負荷が低減されるか?
- ・静的短時間実験により最適化された運転姿勢は, 動的長時間実験でも肉体疲労が低減されるか?

・2次元で最適化された姿勢で肉体疲労が低減されるか？

・姿勢最適化により肉体疲労が低減されるか？

上記仮説の検証にあたり、実験用可変シートを用いて運転姿勢の最適化を行い、筋骨格モデルと長時間走行実験により検証を行った。

5.2.1 着座姿勢の最適化

疲労低減運転姿勢を開発するために、静的短時間着座実験にて着座姿勢およびシート着座面形状の最適化を行った。

(1) 実験手法

最適化においては、可変クッション椅子(山崎 1997)を参考に開発した図 5-2 に示す実験用可変シートを用いた。同シートは、座面 8、背面 14 の可変ユニットがフレームに固定されており、各々にリモートコントローラにより位置可変な支持面が付いている。支持面の両端には歪ゲージ式の梁型 2 軸荷重センサを有する。

実験では、シートバックを 2 つのアルミ板により複数の支持面を連結した 2 直線で構成し用いた。初期形状は、先行研究(高山 2001)により得られた運転操作を考慮しない場合の平均快適形状を用い、図 5-3 に示す自由度で調整させた。

最適化は、実車相当の視線方向維持と、ステアリングとペダル操作ができること考慮して、以下の手順で行った。

- 1) ステアリングおよびペダルユニットを最適な位置に設定
- 2) シートバック(4 自由度)、シートクッション(8 自由度)の調整
- 3) 各可動部の微調整。

着座姿勢を定義するために、運転姿勢時の身体特徴点座標を 3 次元座標計測機(FARO-ARM)

で用いて計測した。座位時に隠れてしまう背面側の特徴点は、胸郭と骨盤は剛体であると見なし、背もたれのない椅子に着座した状態で計測し、幾何学的に推定した。計測例を図 5-4 に示す。

被験者は、身長 1620～1825mm、平均 1700mm、体重 51.0～87.0kg、平均 67.4kg の成人男性 13 名である。



図 5-2 実験用可変シート

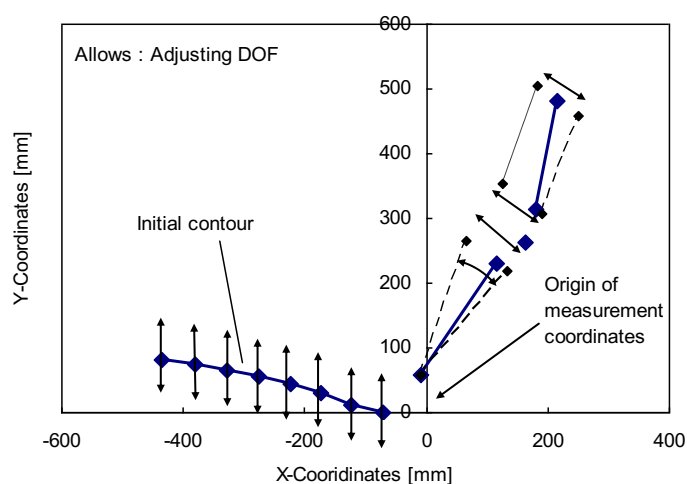


図 5-3 シート初期形状と形状可変自由度

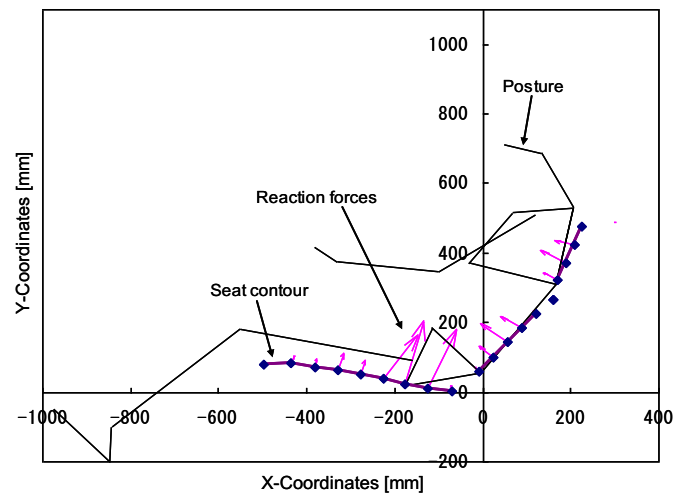


図 5-4 最適姿勢の計測結果例

(2) 実験結果

(2-1) 着座姿勢

最適化された運転姿勢の平均値を身長 1770mm で記載した例を図 5-5、図 5-6 に示す定義の身体角度の平均値および標本標準偏差を表 5-1 に示す。最適化された姿勢は、中型セダン車の条件下にて、同様により計測した従来の運転姿勢に比べ、膝関節が軽く伸展し、骨盤が後転し、それに伴い胸郭から上の身体が後下方に平行移動したような姿勢であった。この姿勢は、リラックスした姿勢であると同時に、運転操作のために上半身を従来姿勢同様に保った姿勢であると考えられる。

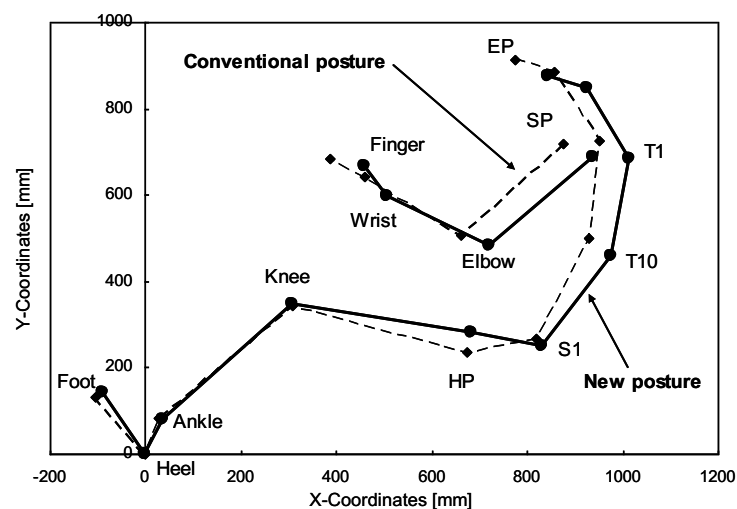


図 5-5 平均着座姿勢(身長 1770mm)

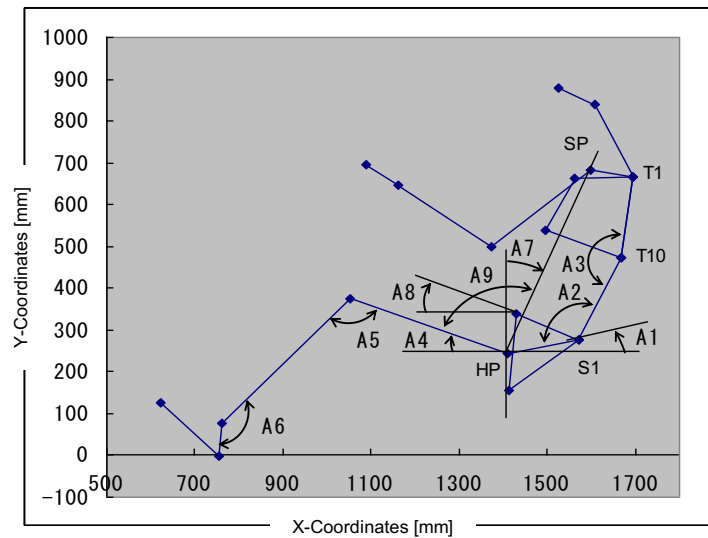


図 5-6 身体角度定義

表 5-1 身体角度の平均と標準偏差

| Skeletal angles | | Conventional posture | | New posture | | Neutral body posture | |
|-----------------|------------------|----------------------|------|-------------|------|----------------------|---------|
| | | Ave. | Std. | Ave. | Std. | Ave. | Std. |
| A1 | S1-HP Horizontal | 12.3 | 8.4 | -11.3 | 10.6 | No data | No data |
| A2 | T10-S1-HP | 127.3 | 9.5 | 113.7 | 12.1 | No data | No data |
| A3 | T1-T10-S1 | 160.8 | 9.1 | 154.2 | 4.5 | No data | No data |
| A4 | Thigh | 16.4 | 2.3 | 10.4 | 4.3 | No data | No data |
| A5 | Knee angle | 120.8 | 4.3 | 125.1 | 9.0 | 133.0 | 8.4 |
| A6 | Ankle angle | 149.9 | 9.5 | 157.9 | 12.4 | No data | No data |
| A7 | Torso angle | 23.0 | 2.9 | 31.2 | 4.2 | No data | No data |
| A8 | Pelvis angle | 26.7 | 9.5 | 45.7 | 9.0 | No data | No data |
| A9 | Hip angle | 97.4 | 3.4 | 110.7 | 5.0 | 128.0 | 7.2 |

(2-2) シート着座面形状

全被験者の着座面形状最適化結果を図 5-7 に示す。この形状を一般的なシート構造を考慮して、シートバック下部とシートクッション形状の交点を求めて重ね合わせたものが図 5-8 である。これを元に各部角度の最大最小を考慮し、平均形状と可動自由度を図 5-9 および表 5-2, 5-3 のように定めた。

この寸法を元に市販シート構成部品を用いて図 5-10 のような実験用シートを試作し、後述する走

行評価に用いた。

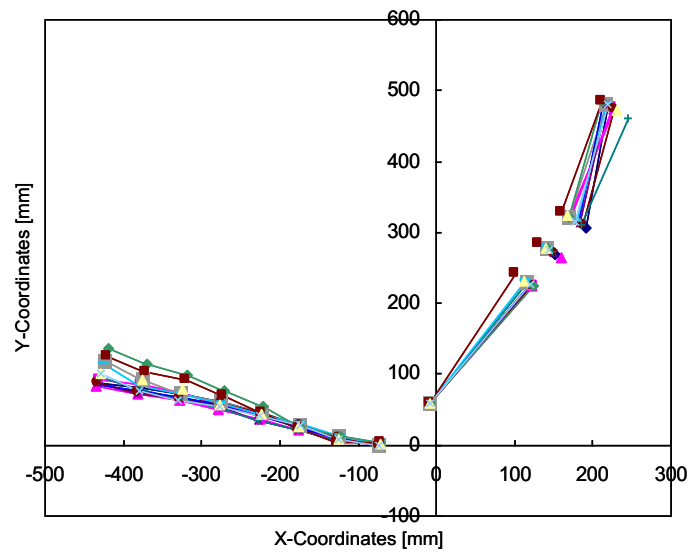


図 5-7 着座面形状最適化結果(生データ)

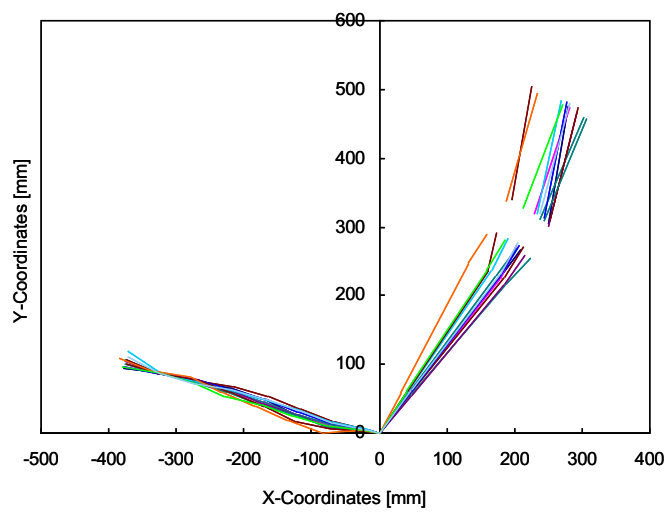


図 5-8 着座面形状最適化結果(重ね合わせ)

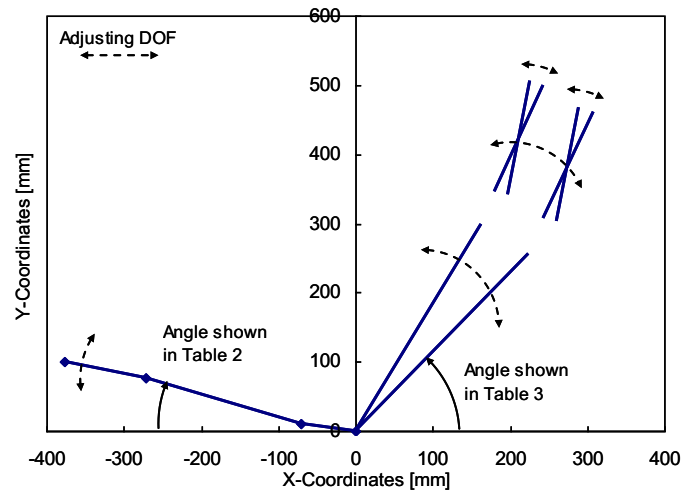


図 5-9 平均着座面形状と可動範囲

表 5-2 シートクッション寸法

| | Length [mm] | | Horizontal angle [degree] | |
|-------|-------------|------|---------------------------|------|
| | Ave. | Std. | Ave. | Std. |
| Front | 107.32 | 0.42 | 12.51 | 3.29 |
| Mid | 211.44 | 0.56 | 17.86 | 2.01 |
| Rear | 71.95 | 3.93 | 8.97 | 3.94 |

表 5-3 シートバック寸法

| | Length [mm] | | Horizontal angle [degree] | | |
|-------|-------------|------|---------------------------|------|-----------------|
| | Ave. | Std. | Ave. | Std. | Range of motion |
| Lower | 340.86 | 3.49 | 54.02 | 3.48 | 12.59 |
| Upper | 167.36 | 4.38 | 74.33 | 4.52 | 12.94 |

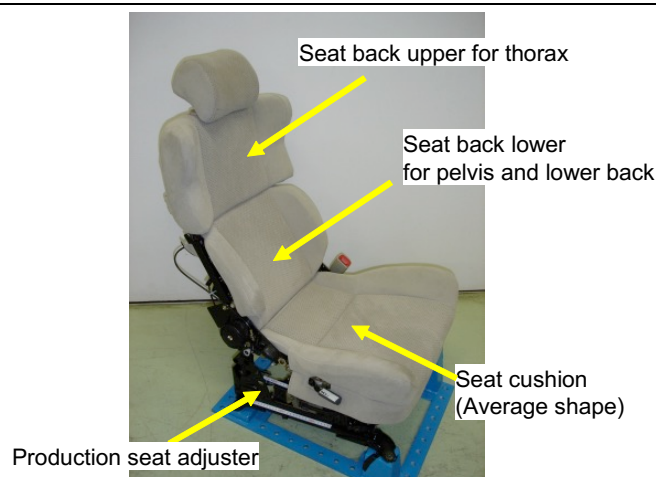


図 5-10 試作した実験用シート

5.2.2 最適化姿勢の生体力学的解析

前項で最適化した着座姿勢およびシート形状の基での生体内負荷を検証するために、筋骨格モデル解析を行った。

(1) 解析方法

(1-1) 座位姿勢の生体内負荷推定手法

生体内負荷の推定には、第 3 章で開発した 2 次元筋骨格モデルを用いた。本モデルに、被験者の着座姿勢と椅子反力を入力することにより、受動弾性モーメント、筋張力、関節力および腹腔内圧などを推定することができる。

(1-2) 解析データの計測方法

実験用可変シートの着座面形状を現行車相当の着座面形状に設定した従来の姿勢および前項で最適化した着座面形状に設定した新姿勢において、被験者に運転姿勢を取らせ、着座時のシートおよびフロアの反力と身体姿勢を計測した。なお、姿勢最適化の実験では、被験者にステアリングを保持する運転姿勢を取らせたが、モデルに上肢が含まれないことと上肢の自重による脊柱負荷の影響は小さく無視できるため、大腿の上に両手を置き、シート反力計測を行った。

被験者数は、前項の姿勢最適化実験の被験者 13 名を含む、身長 1620–1830mm、平均 1720mm

の成人男性 20 名である。

(2) 解析結果

前述したように、肉体疲労の要因は筋骨格負荷と接触負荷に分類できる。それぞれについての生体力学的解析結果の平均値および標本標準偏差を以下に示す。以降の解析においては、姿勢条件間で比較し、T 検定により、姿勢間に 5%以上の有意差が見られた場合について、図中に記載した。

(2-1) 筋骨格負荷

図 5-11 に背筋応力の総和を示す。これより、新姿勢では、従来姿勢に比べ、統計的有意差はないが、背筋負荷が減少する傾向が見られた。同様の傾向は、頸部筋応力でも確認できた。この結果は、新姿勢の筋負荷は従来姿勢よりも低減されていることを示している。図 5-12 に示すように、脊柱屈曲により生じる椎間板負荷を示す腰椎受動弾性モーメントも同様に新姿勢で減少する傾向が見られた。

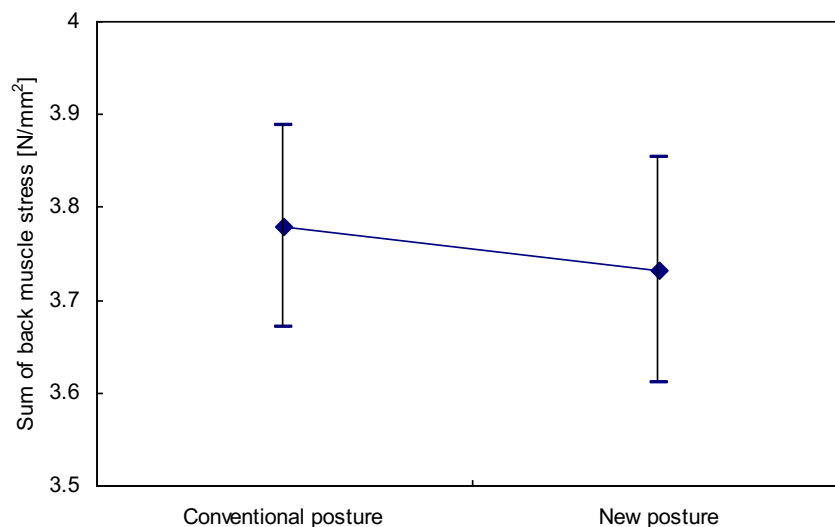


図 5-11 背筋応力総和

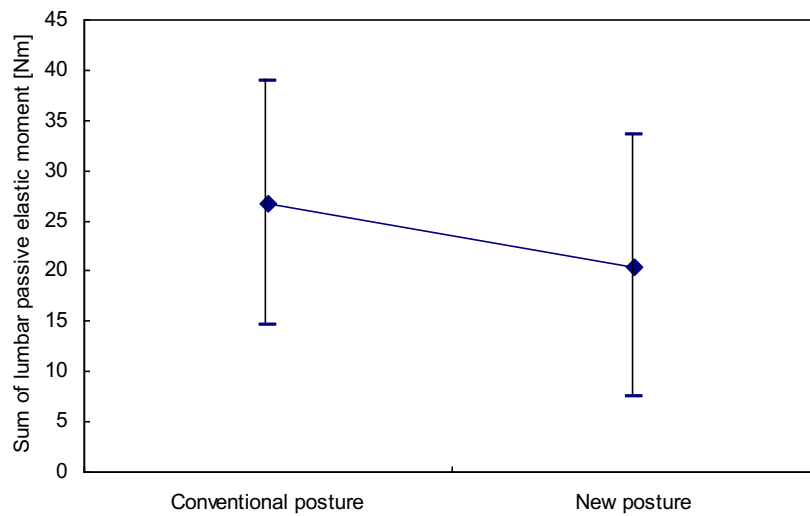


図 5-12 腰椎受動弾性モーメント

(2-2) 接触負荷

可変シートにより計測される各支持面の反力を用いて、シートクッションおよびシートバックそれぞれについて以下の 2 指標を定義した。

- ・反力集中度＝シートクッションもしくはシートバックの反力標準偏差/反力平均値
- ・シートクッションもしくはシートバックの平均反力値

反力集中度は、体格相当の反力平均値で標準化した体圧の分散レベルに相当し、標準偏差が大きいことは部位間の反力差が大きいことになり、局所的に反力が大きな部位があることを意味する。そのため、反力集中度、平均反力値ともに大きい場合、皮膚表面の軟部組織は強く圧迫されていることを示す。その結果、接触負荷が高いと表面血流が阻害され肉体疲労の要因となる。これらの指標は、各被験者毎に計算し、被験者間の比較を解析するために被験者の体重で標準化して用いた。

シートバックおよびシートクッションの反力集中度を図 5-13, 5-14 に示す。これより、座面では反力が集中しているが、シートバック反力は変化していないことがわかる。一方、図 5-15 に示す平均値は、シートクッションで減少する傾向が見られた。

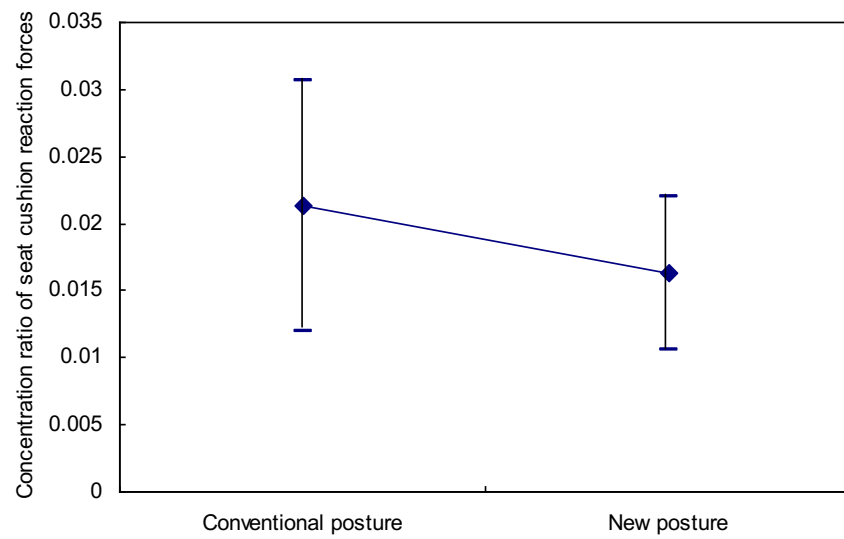


図 5-13 シートクッション反力集中度

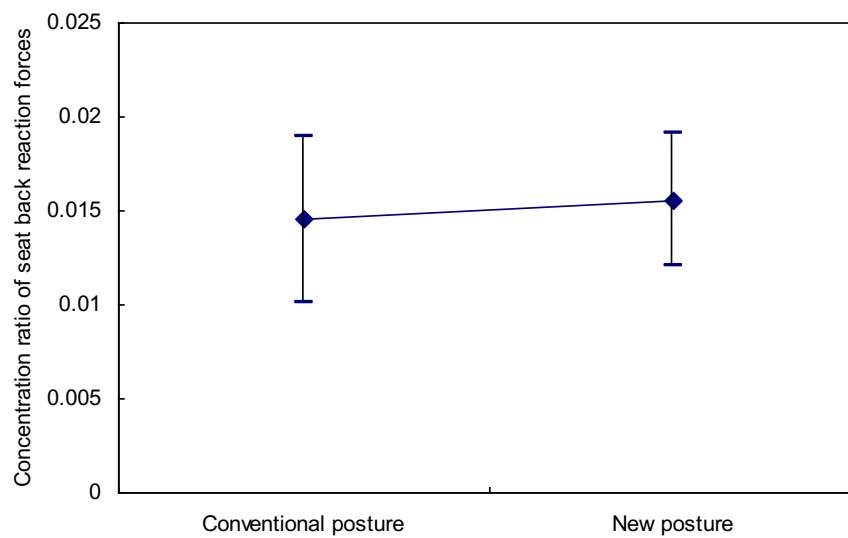


図 5-14 シートバック反力集中度

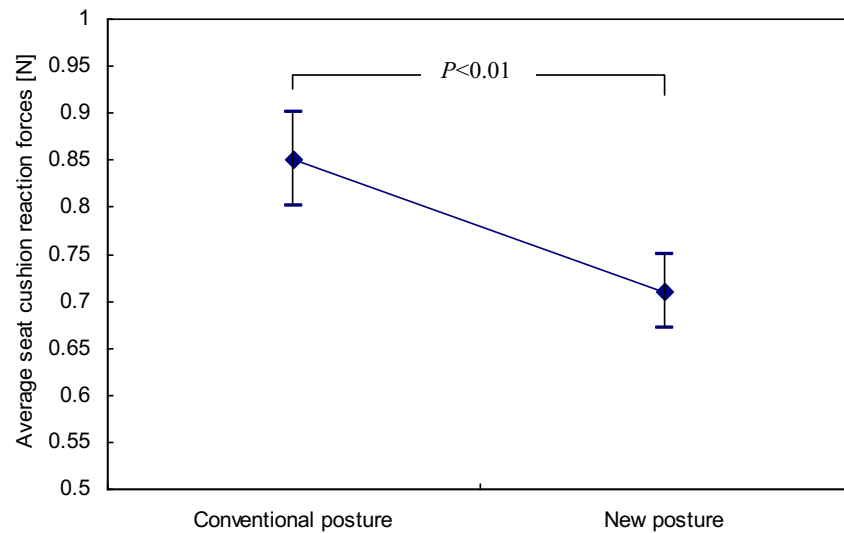


図 5-15 シートクッション平均反力

シート反力の鉛直成分より計算した荷重配分比率を表 5-4 に示す。新姿勢のシートクッションの荷重配分比率は、従来姿勢に比べ約8%減少した。この結果は、体幹部をリクライニングした結果である。

表 5-4 シート荷重配分比

| | Seat cushion | | Seat back | |
|----------------------|--------------|------|-----------|------|
| | Ave. | Std. | Ave. | Std. |
| New posture | 62.17 | 3.25 | 37.83 | 3.25 |
| Conventional posture | 70.00 | 3.18 | 30.00 | 3.18 |

5.3 長時間運転時の肉体疲労低減効果の検証

長時間運転時の疲労は、運転成績に影響を及ぼし、肉体的要素と精神的要素に分類できると思われる。肉体疲労は、主として運転姿勢に起因すると考えられる。

前項までに示したように、長時間運転時の肉体疲労を低減するために、静的実験により、シートバックに中折れ機構を用いた新しい運転姿勢を開発し、筋骨格モデルを用いて生体内負荷低減が検証と走行実験において主観評価により顕著な疲労低減効果を確認した。

本項では、上記新運転姿勢における長時間運転時の疲労低減効果を生理学的計測により定量的に検証した。また、生理学的計測においては、新運転姿勢において低減した肉体疲労の直接要因である生体内負荷の人体システムにおける影響を多面的に捉えることを考慮し、複数の生理学的指標を用いた。

5.3.1 実験方法

(1) 実験条件

走行実験には、図 5-9 に示した実験用シートを運転席に搭載し、現行車に対して可動範囲を 30mm 拡大したステアリングテレスコピック機構を有する L クラスセダン (3000cc) を用いた。

走行は、テストコース・オーバル周回路 (一周 2430m, 直線部 900m) において、100km/h 定常走行を基本とし、必要に応じて適宜車線変更を行わせ、2 時間の連続走行とした。

運転姿勢は、図 5-5 に示した 2 つの運転姿勢を再現するために、実験用シートの着座面形状を現行車シート相当の着座面形状に設定した従来運転姿勢および最適化した着座面形状に設定した新運転姿勢の 2 姿勢とした。なお、2 つの運転姿勢の実験は、実験による疲労の影響を避けるため、最低 7 日以上空けた同時刻に実施した。

被験者は、成人男性 5 名である (身長 1620～1740mm, 平均 1692mm)。

(2) 計測項目

新運転姿勢の疲労低減効果を定性的に検証するために肉体疲労主観評価と、定量的に計測するために種々の生理学的計測を実施した。計測項目は、長時間走行時の肉体疲労を生体の色々なレベルで捉えることを考慮して以下の項目を選定した。本研究での肉体疲労低減の狙いである直接要因の筋骨格負荷の指標として背筋電図と前屈柔軟性、接触負荷の指標として下肢血流量と下肢浮腫、さらに筋疲労の影響を間接的に捉える指標として重心動揺、上位の生体ストレス反応を捉えるために

唾液ホルモンを計測した。

生理学的計測は、テストコース直線部にて車速を 40km/h に減速して、時系列 15 分間隔で実施した。計測時間は 30 秒である。時系列で計測した指標は、背筋電図、下肢血流、下肢浮腫の 3 つである。

走行中に計測が難しい生理学的計測は、動作の影響や時間変化を極力避けるために、走行直前・直後にテストコース脇にて実施した。走行前後に計測した指標は、血中乳酸値、前屈柔軟性、重心動揺、唾液ホルモンの 4 つである。

以上の生理学的計測値は、個人差を除去するため、各計測値を走行開始時の計測値で除し、無次元化した変化率として計算し、解析に用いた。また、変化率のデータについては、分散分析による検定を行い、姿勢間の有意差検定を実施した。

(3) 計測手法

(3-1) 肉体疲労主観評価

定性的に疲労低減効果を測定するために、0, 5, 15, 30, 45, 60, 90, 120 分後に「0:全く感じない, 1:やや感じる, 2:少し感じる, 3:感じる, 4:かなり感じる, 5:我慢できない」の 6 段階の身体部位別の疲労主観評価を実施した。評価部位は、頸、肩、背中、腰、腕、臀部、大腿・膝、足首・ふくらはぎの 8 部位である。取得した部位別疲労主観評価値に、アンケート調査による肉体疲労の部位別重要度より求めた部位別重み係数(Sheridan 1991)を乗じた重みつき線形和を肉体疲労指数として定義した。

表 5-5 肉体疲労の部位別重み係数

| Body part | Weighting |
|-------------|-----------|
| Neck | 0.5 |
| Shoulder | 0.4 |
| Back | 0.5 |
| Lumbar | 0.5 |
| Arm | 0.3 |
| Buttock | 0.4 |
| Ankle, Calf | 0.3 |
| Knee, Thigh | 0.4 |

(3-2) 背筋筋電図

筋負荷の計測においては、筋電図を使用するのが一般的であるが、座位姿勢維持に関する筋活動は運動などに比べ、非常に小さい。そのため、感度良く計測するために能動電極が近年開発されている(木塚 2006)。本研究では、背筋の筋電図を能動電極(Biometrics 社 Active SX320 表面筋電図システム)を用い測定した。計測は、1kHz で 30 秒間行い、電極は身体背面後正中線左側の第 2 腰椎レベルに貼付した。計測した筋電位は、筋活動の総和として積分した積分筋電値(IEMG)と筋疲労による徐波化が知られる中央周波数(MPF)を指標(Basmajian 1985)として計算した。

(3-3) 血中乳酸値

動作のような筋活動に対して、姿勢保持のような筋活動では筋張力発生による副産物として疲労物質として知られる乳酸が生成される。この乳酸は、血流により全身に拡散される(八田 1997)(八田 2001)。

本実験では、血液採取において医学的処置を必要としないスポーツトレーニングなどで用いられる血中乳酸度計測装置(Arklay 社ラクテート Pro LT-1710)を用いた。被験者は専用のニードルにて、自身で 5 μ l の血液を示指先端より採取し、血液は電氣的に解析され、計測器に血中乳酸度が表示される。

なお、本実験では、採血に同意した 1 名の被験者のみ実施した。また、採血は走行前後および走行 60 分後にごく短時間停車して実施した。

(3-4) 前屈柔軟性

運転姿勢において、生体内負荷は背筋・下肢筋および脊柱に継続的に作用している。そのため、着座による筋骨格系性能変化の指標として、立位体前屈値を測定した。

(3-5) 下肢血流量

表面軟部組織に対する接触負荷は、臀部や大腿部に血流障害を生じさせ、その結果が下肢全体

の血流変化や浮腫として生じる。

接触負荷の直接指標として、足先の血流(安藤 2005)を直接指標として、レーザドップラ血流計(Advance 社 ALF21R)を用いて計測した。ペダル操作による血流変化を考慮し、計測はフットレストに置いた左足首の後脛骨静脈にて実施した。

(3-6) 下肢浮腫

下肢の浮腫は、血流阻害による水分停留が主要因であるため下肢水分含有量で間接的に計測できる(Kawano 2005)(Pottier 1969)。本研究では、多周波数式体脂肪計(積水化学工業 MLT-30)を用いて下肢インピーダンスを測定した(川上 2005)。下肢に含まれる水分量は下肢インピーダンスに反比例するため、下肢インピーダンスの逆数を指標とした。ペダル操作による血流変化を考慮し、電極貼布部位は左下腿とした。

(3-7) 重心動揺

重心動揺計測は、平衡感覚の調査に用いられるが、立位姿勢制御が視覚と平衡感覚のフィードバックの元で筋力により行われているとすると、筋疲労による筋出力特性の変化が良い指標になると思われる(Thomas 1975)。

そこで本研究では、ビーム型ロードセルを正三角形の頂点に配置した自作重心動揺計を用いて、重心軌跡を計測した。視覚フィードバックの影響を取り除くため、計測は閉眼にて実施し、50Hz で 30 秒間計測した。姿勢制御の指標として用いられる単位面積軌跡長(=総軌跡長/矩形面積)を指標とした。

(3-8) 唾液分析

一般に疲労が生じると、ストレス反応が自律神経系、内分泌系、免疫系に生じることが知られている。そこで本研究では、唾液におけるストレスホルモンの生化学分析(中根 1998)(Kato 2006)を実施した。

唾液は、走行の前後に採取し、コルチゾール、免疫グロブリン、クロモグラニン A 濃度について分析

を行った. 免疫グロブリンとクロモグラニン A についてはタンパク質補正を行った. なお, 実験前数時間は, カフェインの摂取を抑えるよう被験者に指示した.

5.3.2 実験結果

(1) 肉体疲労主観評価

従来運転姿勢と新運転姿勢の時系列の全身の肉体疲労指数を図 5-16, 背部と腰部の肉体疲労指数を図 5-17 に平均値および標準偏差の経時変化を示す. 肉体疲労指数は, 走行開始時は全被験者において全項目が評価 0 であったが, いずれの運転姿勢も肉体疲労は経時的に増加し, 走行 30 分後から姿勢による差が見られ, 走行 120 分後では, 有意な差が認められ, 新運転姿勢では疲労感の進行が遅く, 2 時間の走行で従来運転姿勢の約 1 時間分(約半分)の肉体疲労感であった.

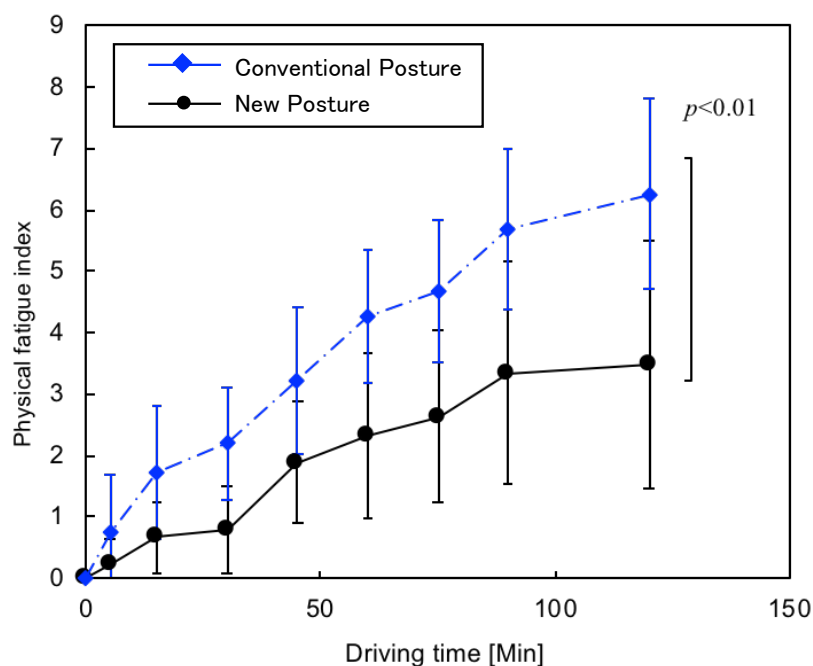


図 5-16 全身肉体疲労指数

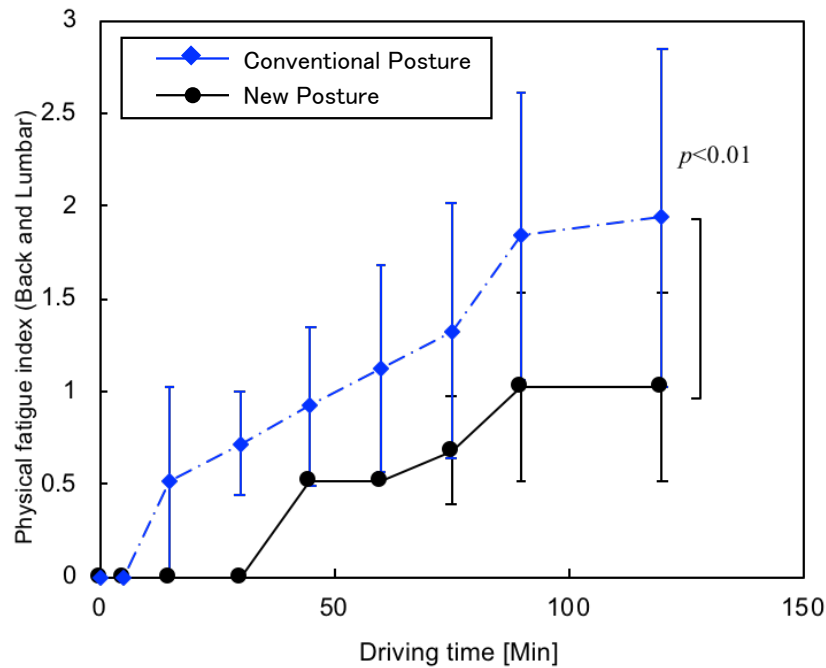


図 5-17 背部および腰部肉体疲労指数

(2) 生理学的計測結果

(2-1) 背筋電図

図 5-18 に時系列の筋電積分値変化, 図 5-19 に中央周波数変化を示す. 筋電積分値は経時的に増加し, 特に 90 分以降は姿勢による差が見られ, 120 分後においては新運転姿勢が従来運転姿勢に比べて有意に小さい傾向が見られた. 一方, 中央周波数は, 経時的に減少する傾向が見られたが, 減少の程度は新運転姿勢の方が小さい傾向が見られた.

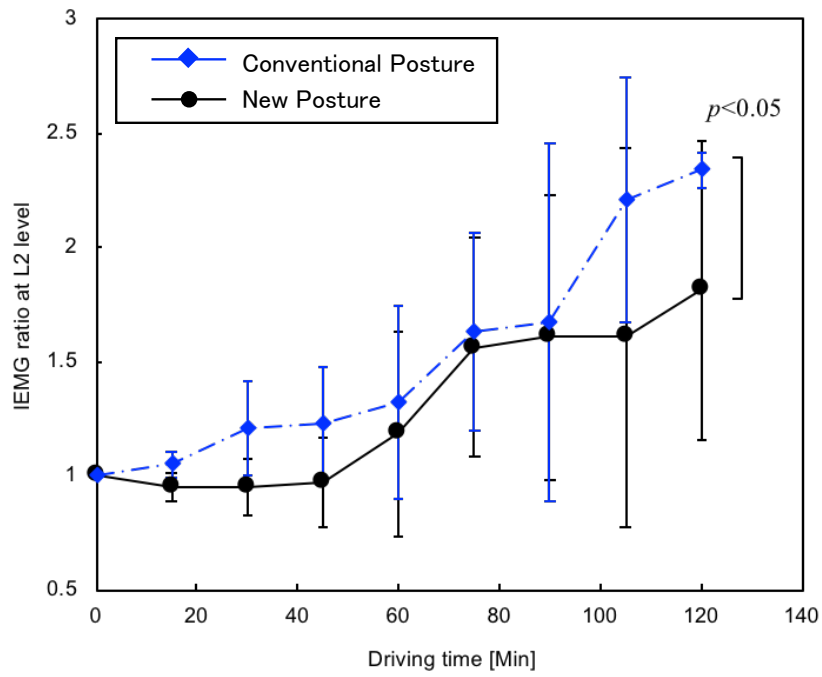


図 5-18 筋電積分値

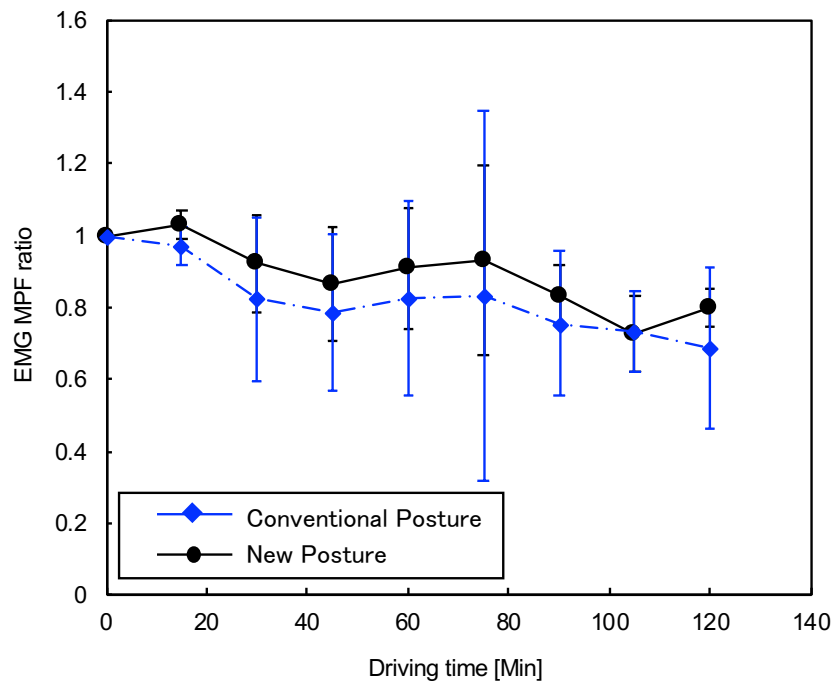


図 5-19 筋電中央周波数

(2-2) 血中乳酸値

図 5-20 に血中乳酸度を示す。被験者 1 名ではあるが、60 分後の差は極小さいが、120 分後においては従来の運転姿勢に比べて新運転姿勢において血中乳酸度が小さいことがわかった。

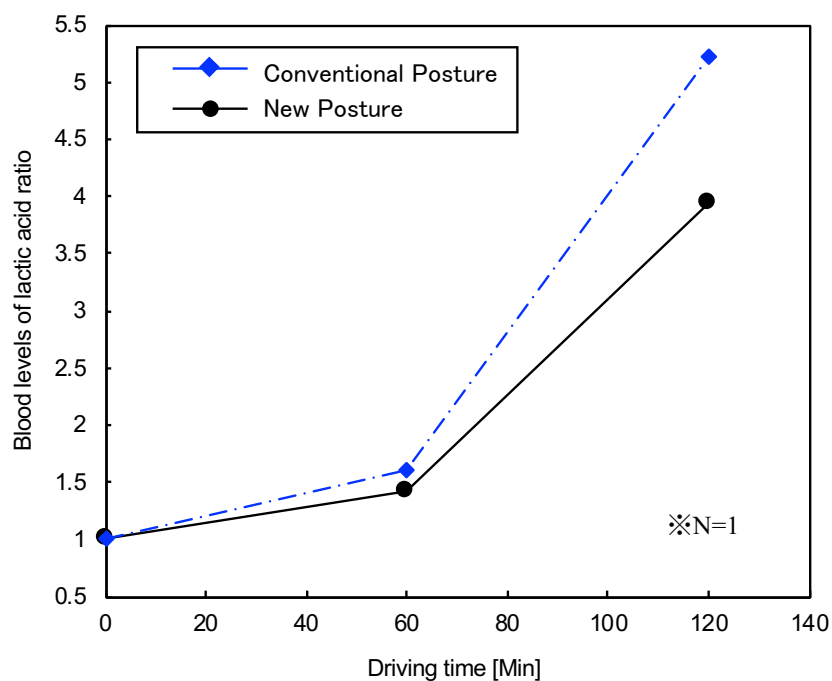


図 5-20 血中乳酸値

(2-3) 前屈柔軟性

走行後の立位体前屈の計測結果を図 5-21 に示す。これより、新運転姿勢における柔軟性の変化は、従来運転姿勢より小さいが有意差は見られなかった。

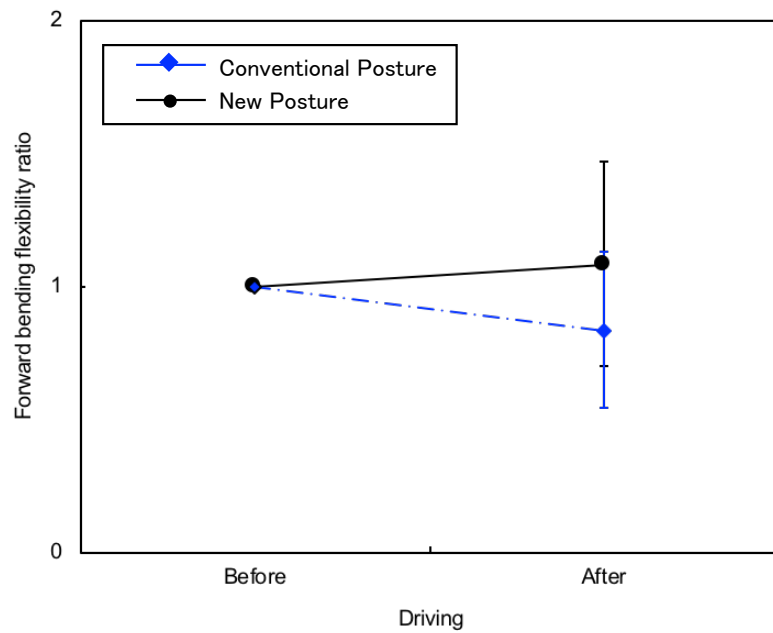


図 5-21 立位体前屈

(2-4) 下肢血流

図 5-22 に時系列の下肢血流変化を示す。新運転姿勢における下肢血流は、経時的に亢進の見られる従来運転姿勢に対して相対的に安定している傾向が有意に見られた。

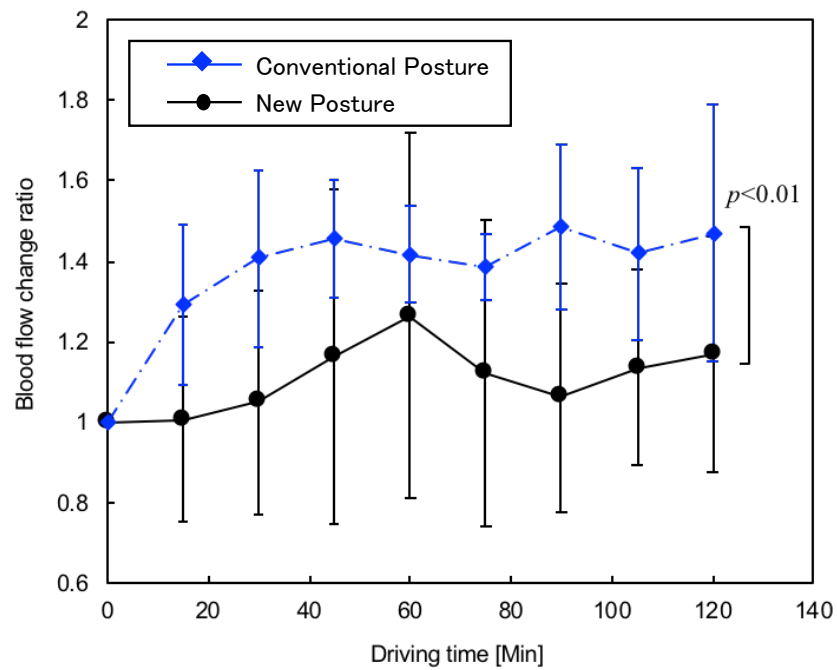


図 5-22 下肢血流

(2-5) 下肢浮腫

時系列の下肢インピーダンスの計測結果を図 5-23 に示す。バラツキは大きいですが、新運転姿勢における変化は従来運転姿勢に比べて有意に小さく、浮腫も小さいといえる。

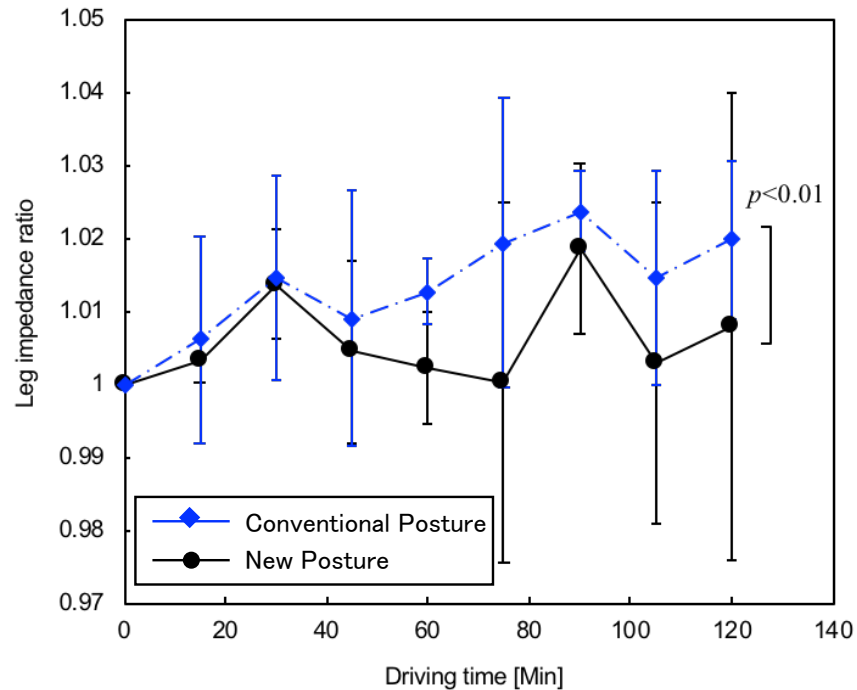


図 5-23 下肢インピーダンス

(2-6) 重心動揺

図 5-24 に走行後の重心動揺変化を示す。新運転姿勢は、走行後の重心動揺は有意に安定しており、筋制御への筋疲労の影響は小さいといえる。

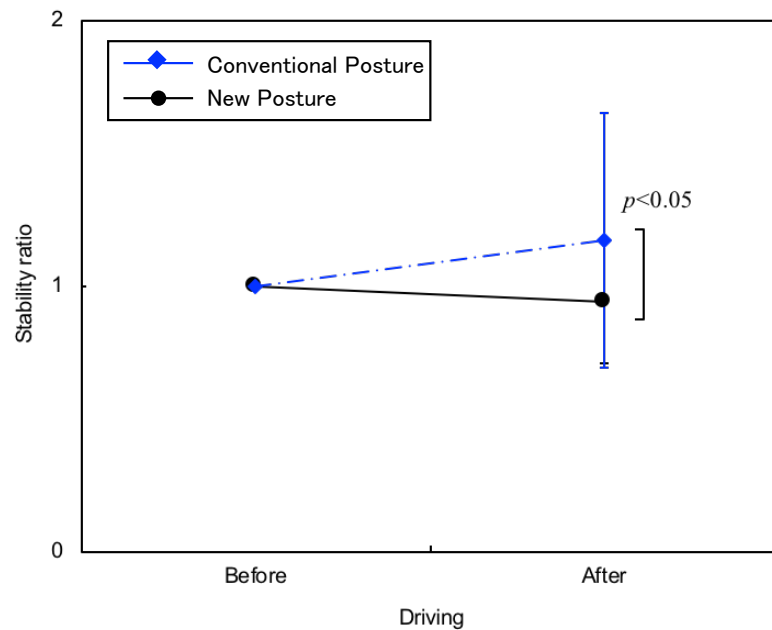


図 5-24 重心動揺

(2-7) 唾液分析

図 5-25～5-27 に唾液性化学分析の結果を示す．走行後において，コルチゾールは減少する傾向が見られたが，免疫グロブリン，クロモグラニン A については増加する傾向が見られた．したがって，本結果からはコルチゾール以外の 2 指標は，新運転姿勢において従来運転姿勢より変化が小さい傾向が見られたが有意差は認められなかった．

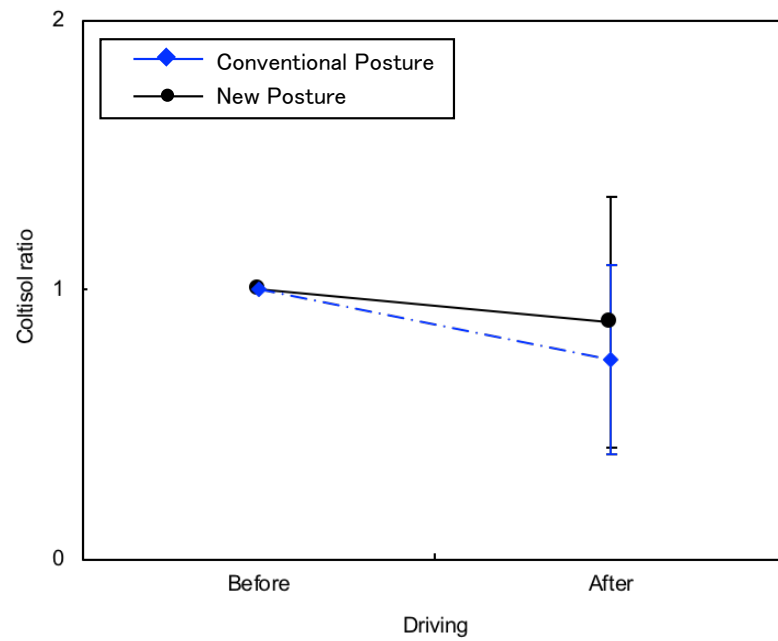


図 5-25 唾液コルチゾール

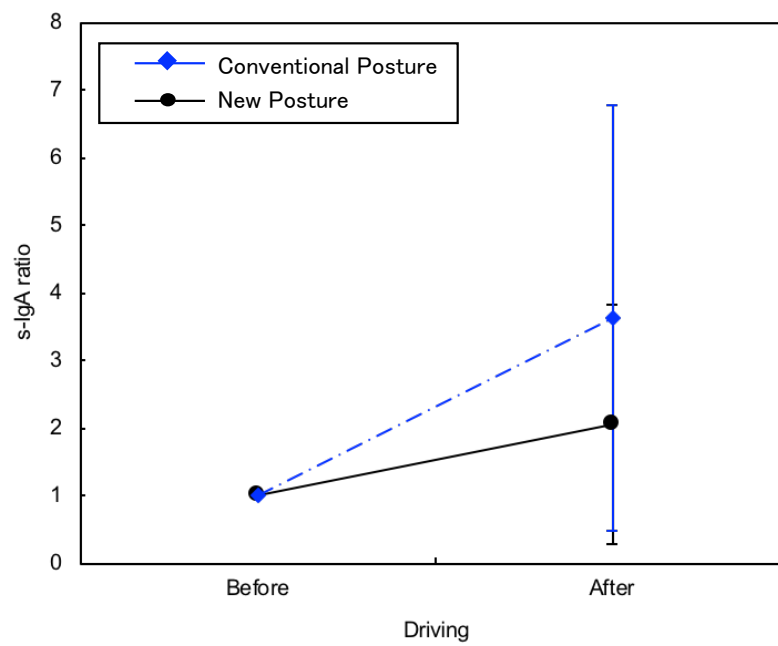


図 5-26 免疫グロブリン

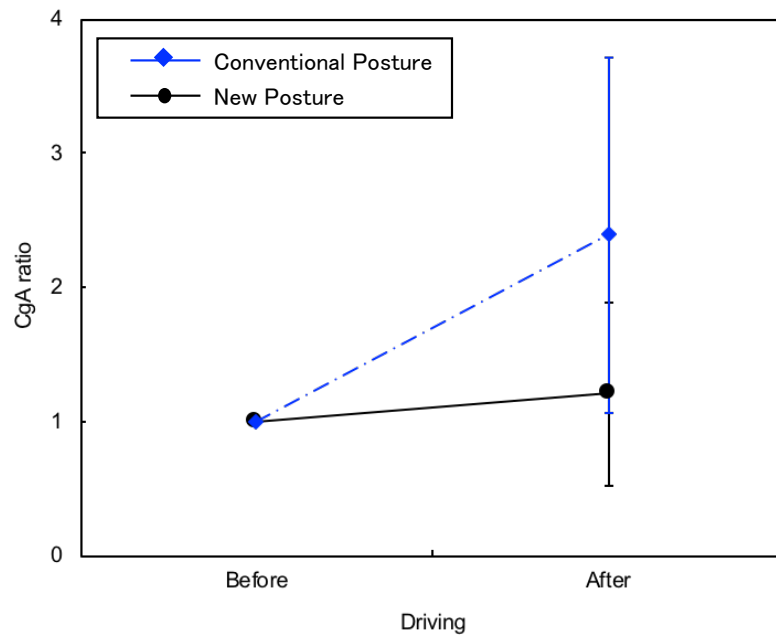


図 5-27 クロモグラニン A

5.4 考察

本研究では、疲労低減運転姿勢を求めるために、実験用可変シートを用いて、運転姿勢とシート着座面形状を最適化した。表 5-1 に示したように、中立姿勢の計測データは宇宙空間における計測値のため限定されるが、最適化された姿勢は、従来姿勢に比べて中立姿勢に近くなる傾向が見られた。したがって、従来の姿勢に比べれば、脊柱負荷が低減された姿勢となっていると考えられる。

生体力学的解析結果からは、姿勢最適化した新姿勢において筋負荷や椎間板負荷などの筋骨格負荷が低減される傾向が確認できた。また、シートクッション反力は集中するが、座位時に最も荷重の集中する臀部荷重も減少しており、接触負荷も同様に低減される傾向が確認できた。これらの結果は、肉体疲労低減の直接的要因を低減するという目的に合致するものである。

静的実験解析において、最適化姿勢は筋骨格負荷と接触負荷の低減により検証された。この新運転姿勢を具現化する実験用シートによる動的長時間走行実験においては、図 5-16 に示したように新運転姿勢での肉体疲労の主観評価が、従来の運転姿勢に比べ低減される傾向が見られた。本実験

では 5 名の被験者実験で約 50%の肉体疲労低減効果が確認できた。しかし、新姿勢は被験者 13 名の最適化結果を元に定めたものであり、被験者 20 名の生体内負荷解析で検証されたものであるため、被験者数が少数でも有効であると考ええる。したがって、静的短時間着座により最適化した姿勢は、動的長時間肉体疲労低減においても有効であるといえる。また、2 次元矢状面内での姿勢最適化が肉体疲労低減に有効であるといえる。

従来の研究では、座位姿勢における筋負荷低減の方法として、体幹の後傾と脱力が挙げられている(Nachemson 1960)(Andersson 1974)。しかしながら、脱力時には、上半身の自重が掛かるため脊柱負荷は増大すると考えられる。本研究で提案する運転姿勢とシート着座面形状は、骨格姿勢は後傾し脱力しているが、身体は 2 つのシートバック支持面により支持されている。そのため、シートに後傾して着座した時にシートバックとシートクッション間に本来生じる骨盤裏面の隙間は非常に小さく、上半身の自重は十分に支持されており、その結果筋骨格負荷が低減されたと考ええる。動的長時間走行実験において、図 5-16, 5-17 に示したように新運転姿勢での肉体疲労の主観評価が、従来運転姿勢に比べ大きく低減される傾向が見られた。したがって、着座姿勢に起因する生体力学的負荷低減は、運転姿勢においても有効な手段であると考えられる。

図 5-28 に、別の実験で取得した、車両 4 車種(A～D)、被験者 4 名で、一般高速道同一コースを長時間走行した場合の肉体疲労指数を示す。本章で用いた新運転姿勢と従来運転姿勢は、車両 C にて行ったものである。このデータを用いて、疲労低減効果について考察する。これを見ると、肉体疲労は、車種によらず同様に、肉体疲労は非線形的に増加する非線形的な増加傾向を示すことがわかる。この結果は、図 5-16 で示した結果とも一致する。特に、走行 60 分までは、条件間の差は見られず、65 分以降は差が拡大し、条件間の大小が入れ替わることもなかった。本章で用いた 2 つの姿勢(Vehicle C)は、比較した 4 車種の中では、最も肉体疲労が少なく、その従来姿勢に比べ、新運転姿勢ではさらに半分程度の疲労であることが確認できる。すなわち、肉体疲労低減効果としては、他車種

を加えれば極めて大きく顕著であることがわかる。そのため、定量的に確認はできていないが、姿勢最適化における疲労低減効果は、最大レベルに達していると考えられ、これ以上の疲労低減は何らかの別の方策が必要になると思われる。

なお、ここで比較した 4 車種は、車両サイズ、シートや排気量も異なり、単純に着座姿勢の違いだけで疲労が生じているわけではない。また、90 分から 100 分に掛けて疲労が減少するのは、走行 90 分において 10 分間の休憩を取ったためである。休憩後の疲労は、一時回復するが、120 分以降の疲労はそれまでの非線形上昇曲線の延長線上に戻る傾向が見られ、疲労が蓄積していく様子が確認できる。

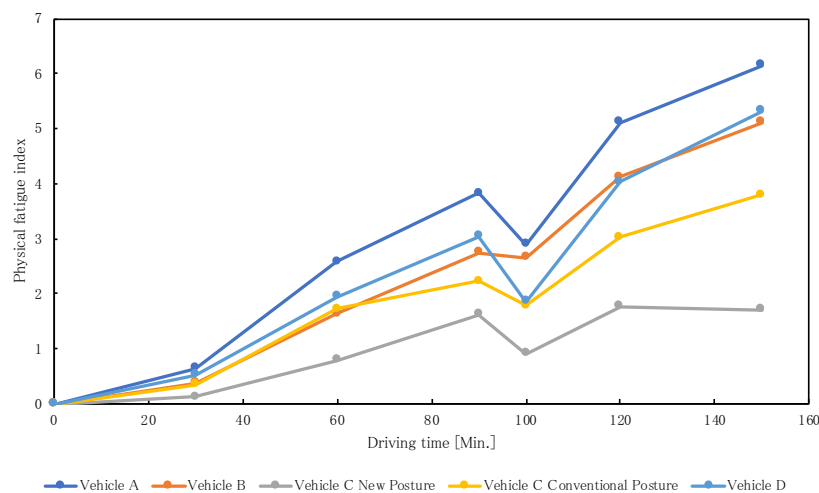


図 5-28 一般道走行における肉体疲労変化

図 5-18 に示したように、新運転姿勢の背筋活動は低減された。また、図 5-19 に示したように筋疲労を示す中央周波数の減少が確認された。図 5-16, 5-17 と 5-18 を比較すると、120 分後の積分筋電値の従来運転姿勢と新運転姿勢の比率の傾向は、疲労主観評価に良く一致した。これらの結果から、背筋電図は長時間運転時の肉体疲労評価指標として有効であるといえる。

被験者数は限られるが、図 5-20 に示したように血中乳酸度は顕著な傾向を示した。これより、インフォームドコンセントが確実に実施できれば、筋疲労の有効な指標として考えられる。本指標の有効

性検証には、さらなる実験が必要である。

図 5-21 に示したように、バラツキが大きく統計学的に有意な結果ではないが、長時間運転前後で前屈柔軟性が変化する傾向が見られた。前屈時の主働筋は腹筋であり、主屈曲関節は股関節であるが、これらの負荷は座位姿勢時では小さい。一方、座位姿勢時には身体背面の筋や脊柱に継続的な力学的負荷が作用しているために、背筋や大腿後面筋の筋疲労による硬化や圧縮による椎間板弾性劣化は顕著であると思われ、その結果前屈柔軟性に変化が現れたと考えられる。この結果は、本研究の筋骨格負荷低減の考え方に一致している。また、本指標は、計測の容易性から、長時間運転時の肉体疲労評価に有効な指標であると考えられ、今後さらに検討が必要である。

図 5-22 に示したように、下肢血流量は接触負荷に応じて亢進し、不安定になる傾向が見られた。一般には、接触負荷が増加すると血流が阻害され、血流量は減少する。しかし、本実験では逆の傾向が見られた。一方、図 5-23 に示した下肢浮腫が従来姿勢の方が大きいことから、全体での血流循環は結果として悪化していることがわかる。したがって、下肢血流量の亢進は従来姿勢における接触負荷が血流阻害を起こすほど大きいものではなく、むしろ接触負荷による血流抵抗に対する身体側の補償反応であると考えられる。したがって、これらの指標は軟部組織圧迫を表す指標として有効であると考えられる。特に、下肢浮腫は、多周波数式体脂肪計にて容易に計測できるため、便利な指標であるといえる。

図 5-24 に示したように、重心動揺において筋出力特性の変化の影響が確認できた。したがって、重心動揺計測も、長時間運転時の肉体疲労計測の有効指標であるといえる。

図 5-25～5-27 に示したように、コルチゾール以外の唾液ホルモンは、肉体疲労に応じて分泌された。したがって、唾液ホルモンは、本研究のように限定された肉体疲労の条件下においては有効な指標である。しかしながら、肉体疲労のみならず、精神的なストレス反応の影響を含むため、利用には注意が必要であると思われる。

以上のように、生理学的計測結果は、概ね疲労主観評価と同様の傾向を示した。したがって、主観評価により定性的に検証された疲労低減効果は、定量的に検証されたと考える。一方、個人差に起因すると思われる計測結果のばらつきから、一部の結果は、統計学的に有意な傾向を示すには至っていない。また、生理学的計測は全体的に容易ではない。したがって、疲労主観評価は定性的ではあるが、製品開発における長時間疲労評価においては非常に有効な指標であるといえる。

本研究では、以下の生理学的指標を筋骨格負荷の直接指標として抽出した。背筋電図、前屈柔軟性、下肢血流量、下肢浮腫。肉体疲労の影響を示す指標として、重心動揺を抽出した。また、肉体疲労によるストレス反応の指標として、唾液ホルモンを抽出した。したがって、人体システムの色々なレベルにおいて、肉体疲労の影響を捉えることができた。これより肉体疲労の直接的要因が、間接的に運転に対して影響を及ぼす可能性があると考えられることがわかった。

5.5 結言

本章では、長時間走行時の肉体疲労を低減できる新しい運転姿勢を開発し、肉体疲労低減効果を検証した。その結果、第 4 章で得た、生体力学に基づく座位姿勢の決定要因である生体内負荷低減が、長時間走行時の肉体疲労低減に有効であり、研究知識としての有効性を確認した。ただし、本章で開発したい運転姿勢は、高速道のような長時間運転時の肉体疲労低減を狙いとしたため、低速での市街地や山間部の運転など疲労低減の優先度が低いシーンを想定した場合の最適な運転姿勢とは異なる部分がある。

第 5 章 座位姿勢決定要因を考慮した肉体疲労低減運転姿勢の開発

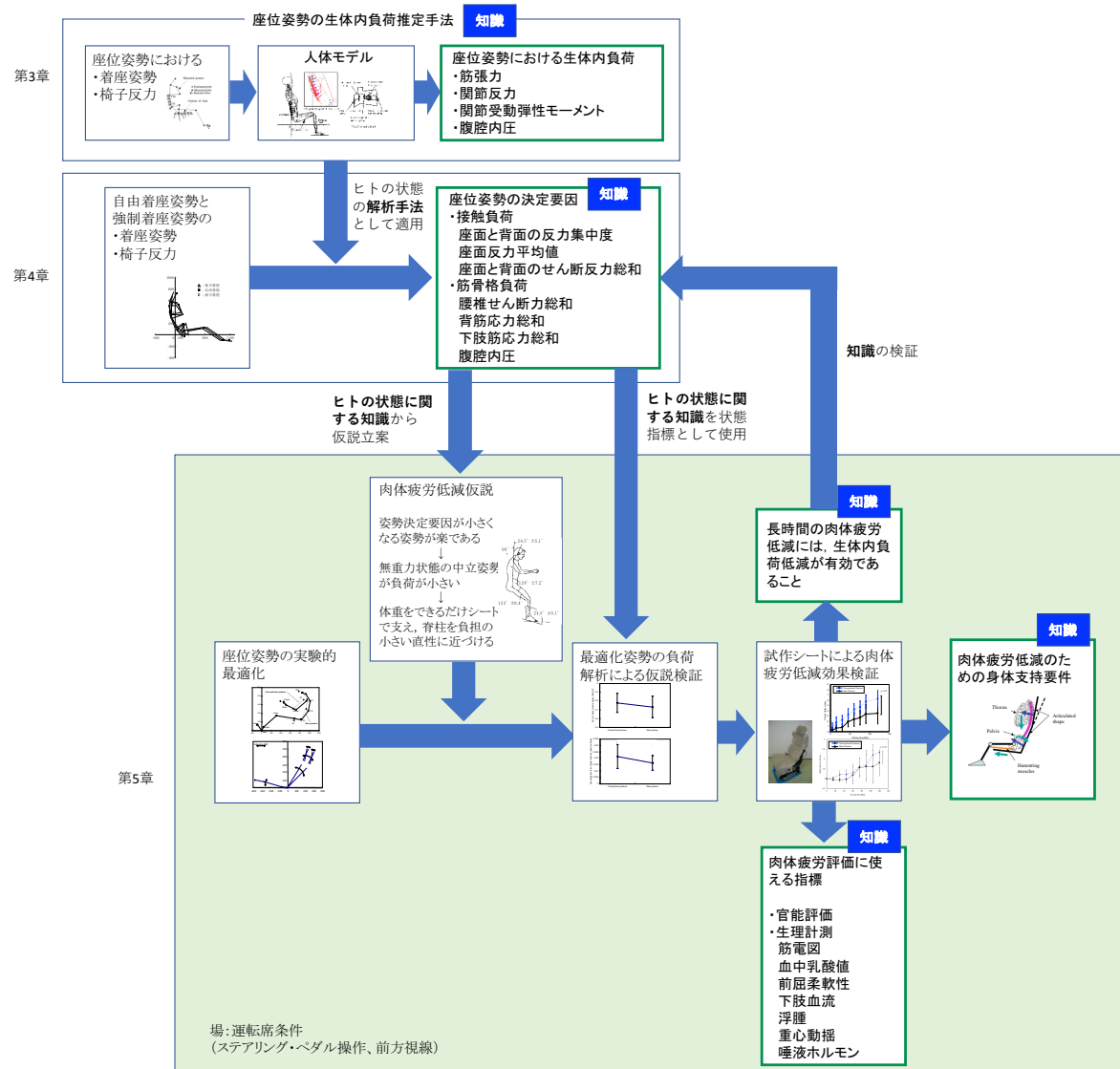


図 5-29 第 5 章で得た座り心地知識

本章で得た座り心地知識を図 4-19 の要素間関係図に加えたものを、図 5-30 に示す。本章では、第 4 章で求めた生体力学に基づく座位姿勢の決定要因である生体内負荷を減らすことで、長時間走行時の肉体疲労を低減し、座り心地を向上する運転姿勢要件とシート形状を求め、実験により効果を検証した。これにより、長時間着座時の肉体疲労低減身体支持要件を、研究知識として構築できた。

第 5 章 座位姿勢決定要因を考慮した肉体疲労低減運転姿勢の開発

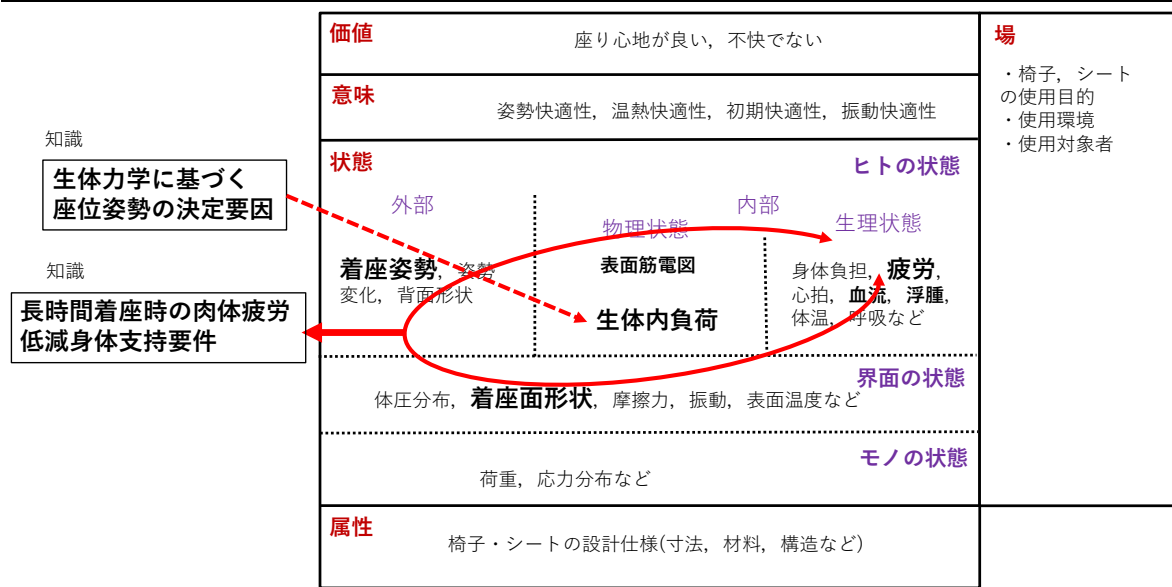


図 5-30 第 5 章で得た座り心地知識を加えた座り心地知識体系の要素間関係図

第 6 章

肉体疲労低減シート試作による 設計知識の有効性検証

6.1. 緒言

長時間運転時の着座による肉体疲労は主として姿勢を保持する筋負担、接触圧の集中によるしびれや痛み、筋負担や接触圧の集中の継続による血流の悪化が要因として考えられる。従来より、血流を回復することを目的として、シートに内蔵された振動装置により腰部を振動させることにより、疲労低減効果を検証した研究(岩田 2009)や、接触圧の集中を軽減することを目的として、ウレタン表面の形状の工夫により、接触荷重を分散させることで、臀部と大腿部の疲労を低減した研究が報告されている(石川 2009)。血流の悪化は、肉体疲労の直接的な要因ではなく、筋負担や接触状態による2次的な要因と考えられ、また、接触圧の低減による効果は主に大きな荷重が集中する座部に有効であると考えられる。本研究では、特に疲労感が発生しやすい腰部の疲労低減を目的として、直接的な要因と考えられる腰部の筋負担低減に着目した。

腰部の筋負担を低減することを目的とした研究として、腰部を集中的に支持するのではなく、骨盤と腰椎を複合的に支持するシートが提案されており、筋負担が小さい姿勢を広い面で支持することが有効であることが示されている(桂木 1993)。また、骨盤と腰椎だけではなく、シートバックを 2 分割にした

中折れシートにより体幹部全体を支持することで、生体力学的負荷が少ない運転姿勢をとらせることを第 5 章で提案した。提案した姿勢は、身体を受動的な負荷が最小の状態で釣り合った無重力状態での中立姿勢(George C. Marshall Flight Center 1976)に近い姿勢であり、筋負担を低減するためには有効な手段と考えられる。この姿勢は、前方注視を制約条件とし、ペダル、ステアリングの操作系は自由に調整可能という条件で探索されており、従来姿勢に対してシートバックを大きく倒した姿勢となる。従って、主に、姿勢変化、操作頻度の少ない高速道走行に有効な姿勢となる。また、シートバックを 2 分割にした中折れシートにより、上下の角度調整を可能とすることで、個々に最適な状態を提供すると共に、高速道走行のみに限らず走行シーンに合った姿勢を提供することを実現している。

シートバックを大きく倒した姿勢を実現するためには、シートバックを 2 分割にした中折れ調整機構が必要なほか、ペダル、ステアリング等の操作系の位置を従来よりも大きく調整できる機構が必要となる。そこで、本章では、シートバックを大きく倒すことなく、一般的なシートバック角度において、特別な調整機構を持たないシートバックにより、疲労低減を実現することを目的として、腰部の筋負担を低減する運転姿勢を体幹部全体で支持するシートを試作し、その効果の検証を実施した。これにより、得られた人体メカニズムに関する座り心地知識のシート設計への有用性について検証する。

6.2 肉体疲労低減姿勢の設計知識の適用

人体の脊柱の中で胸郭部に位置する胸椎は肋骨に閉ざされており、動きが制限されたブロック構造と見なすことができる。この胸郭部と骨盤部は質量が重く、その間が動きの自由度の高い腰椎からなる腰部によって連結されている。また、着座姿勢においてはハムストリングスの働きにより、骨盤部が後転する。従って、まず骨盤部を支持することにより後転を防ぎ、重量物である胸郭部を支持して体幹部の自重をシート側で負担することによって、姿勢を保持する腰部の筋負担を低減できると考えた。骨盤部と胸郭部を合理的に支持する方法としては、シートバックの下部および上部が身体に近づく中折

れ形状により、最適な姿勢となる角度で支持することが有効であることを第 5 章で示した。本章では、この考え方にに基づき、図 6-1 に示すように、一般的なシートバック角度において最適な姿勢となるように設定された中折れ形状のシートバックを有するシートを開発することで、腰部の筋負担低減を特別な調整機構を設けず、低コストで実現することを試みた。

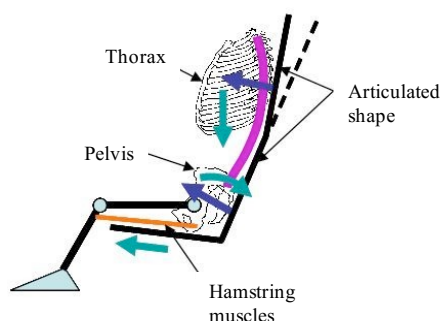


図 6-1 肉体疲労低減姿勢の設計知識

6.3 疲労低減効果の事前予測

実際のシート開発に着手する前に、第 3 章で開発したシート-人体系モデルを応用した生体力学シミュレーションにより疲労低減効果の事前確認を行った。車両パッケージングの場の拘束におけるシートバック角度として、通常の運転姿勢で取りうる範囲 ($21^{\circ} \sim 33^{\circ}$) において、シミュレーションを実施した。

シミュレーションは、長時間疲労評価実験結果を目的変数、生体力学的負荷を説明変数とした回帰式を用いて構築した。生体力学的負荷は、シート-人体系モデルに対して、座位姿勢(骨格姿勢)とシートからの反力に計算される。シミュレーションは、以下の 5 段階の手順で行った。

- 1)シートバック角度の入力。
- 2)種々の着座姿勢の計測結果より構築した姿勢と関節角度の回帰式に基づく骨格姿勢推定。
- 3)座位姿勢時の全身の体重による力とモーメントの釣り合い式に基づき、外力の総和は体重と釣り合い、外力のモーメントの総和がゼロであることを目的関数とした、モデルの身体各節に作用す

るシート反力の最適化計算による推定.

4)推定した骨格姿勢とシート反力を入力データとした筋骨格モデルによる生体力学的負荷推定.

5)種々の座位姿勢条件における実験結果から構築した生体力学的負荷と肉体疲労評価結果の回帰式による肉体疲労指数推定.

シミュレーションによる肉体疲労の予測結果を図 6-2 に示す. シミュレーション結果より, 一般車両におけるシートバック角度通常範囲($23^{\circ} \sim 25^{\circ}$)において, 従来の運転姿勢に比べて, 少なくとも約 10%の疲労低減効果が見込めることがわかった. これは, 疲労感と走行可能距離が線形非礼であると仮定すれば, 同じ疲労感で約 1 割り増しの距離走行できることになり, 疲労低減効果として価値があると判断し, 開発を進めることとした.

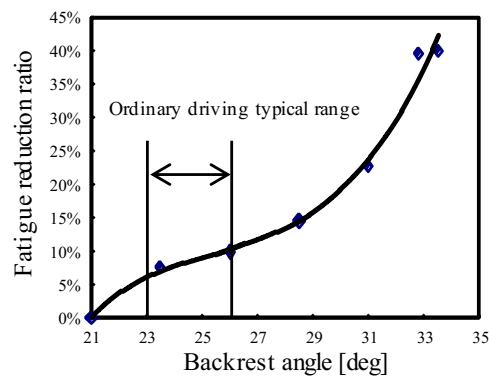


図 6-2 肉体疲労シミュレーション結果

6.4 着座姿勢および着座面の最適化

一般的なシートバック角度における最適な運転姿勢を実現するために, 静的短時間着座実験にて着座姿勢およびシートの着座面形状の探索実験を実施した.

6.4.1 実験方法

実験装置として, 第 5 章で述べた実験用可変シートを用いた.

実験では, 背もたれ角度を一般的な設計基準角度である 25 度となるように初期形状を設定し, 実

実験対象者が快適と感じる運転姿勢になるように背もたれの 14 ユニットの内、体幹部に位置する下側の 10 ユニット各々の位置を調整させ、その際の姿勢および着座面形状を計測した。着座姿勢の計測は、身体特徴点を 3 次元座標測定機 (FARO-ARM) で計測した。T10 および S1 については着座時には隠れてしまうため、胸郭および骨盤は剛体と見なし、背もたれのない椅子に着座した状態で予め計測し、幾何学的に推定した。実験対象者 (身長 1490~1800mm) は成人男性 10 名、女性 2 名である。実験対象者へは事前に書面と口頭で説明を行い、同意後実験を行った。なお、以降の本研究に関するすべての実験は同様に同意を得て実施した。

6.4.2 実験結果

(1) 着座姿勢

着座姿勢の計測結果の例を図 6-3 に示す。また、計測した姿勢の定義とその平均値、標準偏差を先行研究と比較した結果を表 6-1 に示す。本研究で一般的なシートバック角度で計測した最適姿勢は第 5 章で計測された中立姿勢に近い運転姿勢に対して、シートバック角度の変化に合わせて骨盤部、腰部が前傾した一方で、胸郭部の角度変化は小さかった。故に胸郭部と腰部のなす角はシートバック角度が起きた分に合わせて大きくなり、折れ角が緩くなった。この結果は、前方を注視し、ハンドル操作を行えるように胸郭部の角度を保とうとしたこと、また、シートバック角度が変化したことにより体幹の自重と関節の受動抵抗の関係が変化したためと推測され、シートバック角度変化に従って最適な胸郭部と腰部のなす折れ角は変化すると考えられる。その変化は、腰部はシートバック角度に合わせて変化し、胸郭部は角度を保とうとすることから、最適な着座姿勢は、図 6-4 に示すように腰部角度の起立に伴い、胸郭と腰部のなす角が緩くなる変化を示すと考えられる。

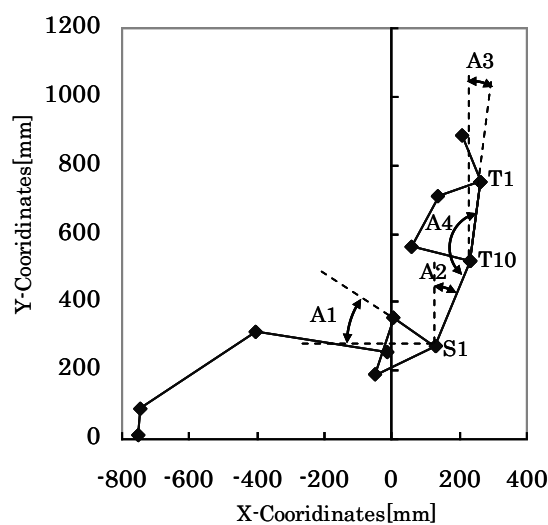


図 6-3 着座姿勢の計測結果の例

表 6-1 着座姿勢の計測結果

| Skeletal angles | | Posture of chapter 4 results | Measurement results of optimized posture | | Difference of Ave. |
|-----------------|---------------------------------|------------------------------|--|------|--------------------|
| | | Ave. | Ave. | Std. | |
| A1 | Pelvis angle | 45.7 | 38 | 14.6 | -7.7 |
| A2 | Lumbar angle (T10-S1) | 35 | 25.6 | 7.4 | -9.4 |
| A3 | Thorax angle (T1-T10) | 9.2 | 7.6 | 6.6 | -1.6 |
| A4 | Lumbar-Thorax angle (T1-T10-S1) | 154.2 | 162 | 12.3 | 7.8 |

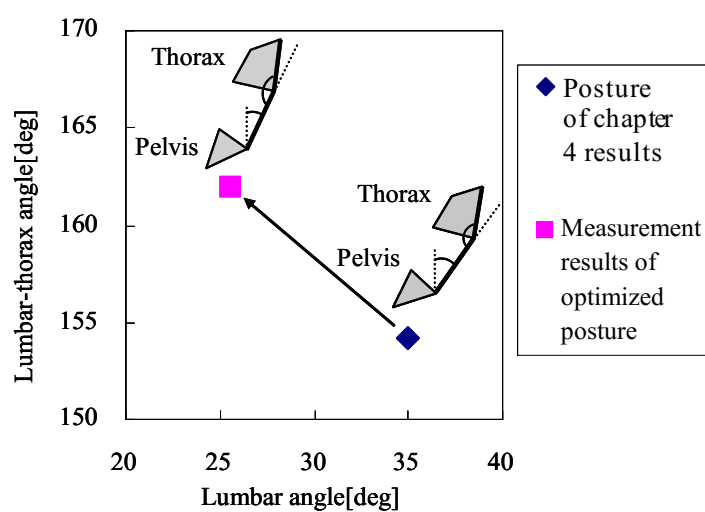


図 6-4 腰部角度と腰椎-胸郭相対角度

(2) 着座面形状

最適な着座姿勢時の実験用可変シートの着座面形状の 12 名の計測結果を図 6-5 に、平均形状を図 6-6 に示す。体格が異なっても最適と感じる着座面形状は大きく異なることはなく、シートバック中央部で折れ曲がる中折れ形状を示した。これは前述のシートバック角に合った最適な胸郭部と腰部の成す折れ角になるように調整した結果と考えられる。

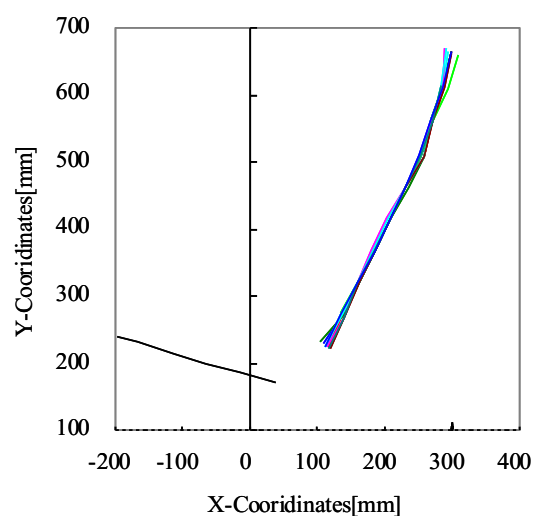


図 6-5 着座面形状計測結果(被験者生データ重ね合わせ)

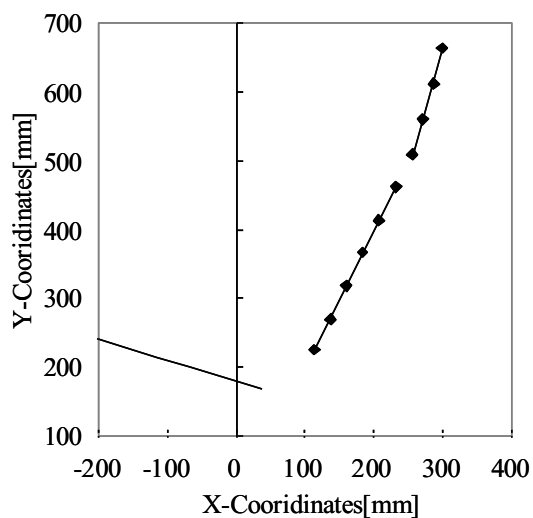


図 6-6 平均着座面形状

6.4.3 試作シート

以上の結果に基づき、平均着座面形状は剛体のシートに着座した際に示す着座面であるため、実際のシートでは着座した際に最終的に安定するたわみ後の着座面が一致すれば良いと考え、着座後の着座面が計測結果の平均形状となるようにたわみ特性を調整した図 6-7 に示すシートを試作した。



図 6-7 試作シート

6.5 試作シートの評価

試作したシートが狙い通りにできているか確認するため、現行のシートとの比較評価を実施した。開発したシートと現行のシートは、クッション部は同一の構造となっており、シートバックのみを変更した仕様にて評価を実施した。

6.5.1 体圧分布

現行のシートと試作したシートに同一実験対象者（1710mm， 70kg）が着座した際の体圧分布計測結果の例を図 6-8 に、2つのシートの横断面の圧力値の合計と縦方向の位置の関係の比較を図 6-9 に示す。体圧分布の計測はニッタ製 BIGMAT を使用した。既存のシートでは腰部を中心に強く支持している体圧分布を示すことに対して、試作したシートでは骨盤部、胸郭部も支持しており、シートバック

の下から上まで連続的に支持していることがわかる. したがって, 最適な姿勢がとれるように調整された中折れ形状を有するシートは, 設計知識通り, 骨盤部と胸郭部を積極的に支持できていることがわかった.

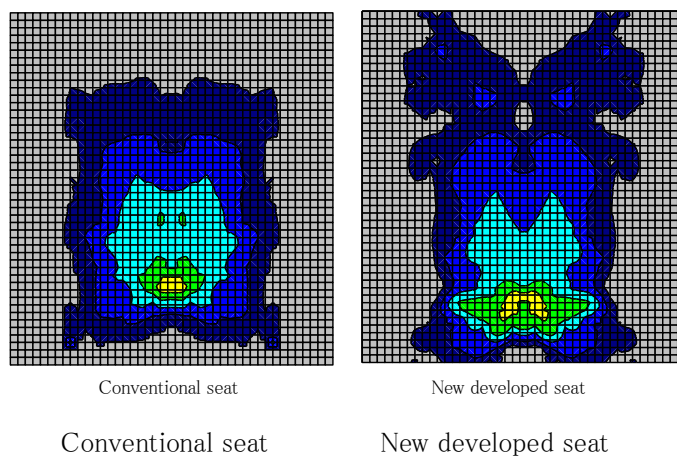


図 6-8 体圧分布計測結果

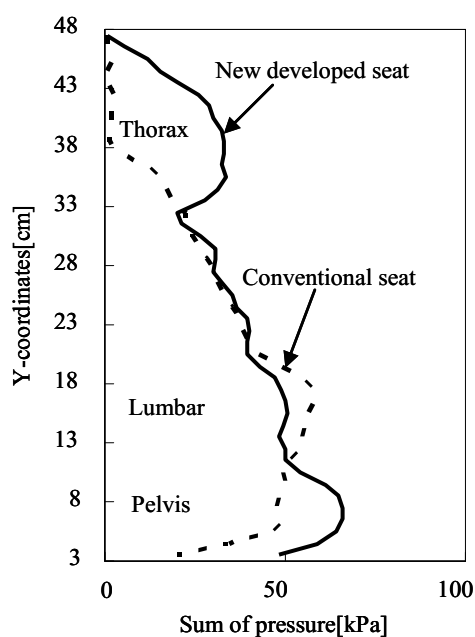


図 6-9 体圧分布積算値

6.5.2 着座姿勢の再現性

試作したシートでの着座姿勢が実験用可変シートによる実験で探索した最適な姿勢を再現できているか確認するため、同一実験対象者 12 名の姿勢計測を実施した。また、現行のシートも合わせて計測を実施した。いずれも背もたれ角を 25 度に統一した条件にて実施した。それぞれの比較結果を表 6-2、表 6-3 に示す。

最適な姿勢に対して、現行のシートに着座した際の姿勢は骨盤部が後傾し、胸郭部が前傾しており、猫背のような姿勢となった。これは骨盤部の支持が弱いために後転が発生したことに伴い、脊柱全体が C 字に折れ曲がったためと考えられる。一方、試作したシートでは各部位の角度は最適な姿勢に対して±2度以内の変化に収まっており、姿勢が再現できたといえる。

以上より、体圧分布から骨盤と胸郭を積極的に支持できていることが確認でき、さらに姿勢計測から最適な姿勢を再現できていることが確認できた。以上より、試作したシートは設計知識通りに完成したことが確認できた。

表 6-2 従来シートの着座姿勢

| Skeletal angles | | Measurement results of new developed seat | | Difference from optimized posture |
|-----------------|---------------------------------------|---|------|-----------------------------------|
| | | Ave. | Std. | |
| A1 | Pelvis angle | 44.5 | 17 | 6.5 |
| A2 | Lumbar angle (T10-S1) | 25.1 | 6.7 | -0.6 |
| A3 | Thorax angle (T1-T10) | 3.1 | 6.6 | -4.5 |
| A4 | Lumbar-Thorax angle (T1-T10-S1) | 158 | 10.2 | -4 |

表 6-3 開発シートの着座姿勢

| Skeletal angles | | Measurement results of new developed seat | | Difference from optimized posture |
|-----------------|---------------------------------------|---|------|-----------------------------------|
| | | Ave. | Std. | |
| A1 | Pelvis angle | 39.8 | 15.2 | 1.8 |
| A2 | Lumbar angle (T10-S1) | 24.9 | 6.8 | -0.7 |
| A3 | Thorax angle (T1-T10) | 5.8 | 6.1 | -1.8 |
| A4 | Lumbar-Thorax angle (T1-T10-S1) | 160.9 | 12.1 | -1.1 |

6.5.3 疲労低減効果

開発したシートの効果を検証するため、現行のシートと試作したシートを使用して、動的長時間走行時の疲労評価実験を実施した。

(1) 実験条件

試作したシートと現行シートをそれぞれ同一の L クラスセダン (2500cc) に装着し、テストコース・オーバル周回路 (一周 6.5km) において、100km/h 定常走行を基本として、120 分間の連続走行を実施した。運転姿勢はスライド、リフタ、リクライニング、ハンドル位置を運転しやすい位置へ調整可能とした。前述の実験と同一の実験対象者および米、英国人を含む成人男性 14 名 (1560～1900mm) を対象に官能評価を実施し、内 3 名を対象に筋電位計測を実施した。同一実験対象者の実験は疲労の蓄積の影響を小さくするため、1 日あたり 1 回とし、2 回目の実験は別の日の同時刻に実施した。

(2) 実験手法

(2-1) 官能評価

疲労低減効果の主観評価として、5.3.1(3-1)で用いた肉体疲労指数を用いた。以降の解析においては、シート条件間で比較し、分散分析による検定により 5%以上の有意差が見られた場合について、図中に記載した。

(2-2) 筋電位計測

運転姿勢における筋負荷を計測するため、背筋の筋電図を能動電極 (Biometrics 社製 ActiveSX320) を用いて計測した。計測は 0～120 分の間で 15 分おきにテストコース直線部走行時の 20 秒間で実施した。電極は第2腰椎付近の背筋へ貼付した。実験対象者間の筋電位の大きさをキャリブレーションするため、走行前に 196N の錘を体幹部を 30 度前傾した姿勢で保持して 20 秒間計測し、筋電位の平均振幅を求め、走行時に計測した筋電位をこの値で除した値を走行時の筋活動量として解析に使用した。

(3) 実験結果

(3-1) 官能評価

図 6-10, 11 に現行シートと試作したシートの部位別の疲労指数の平均値を示す。これより、現行シートにおいて疲労が生じているのは、特に腰部と臀部であり、シート間の差が見られる部位でもあることがわかる。

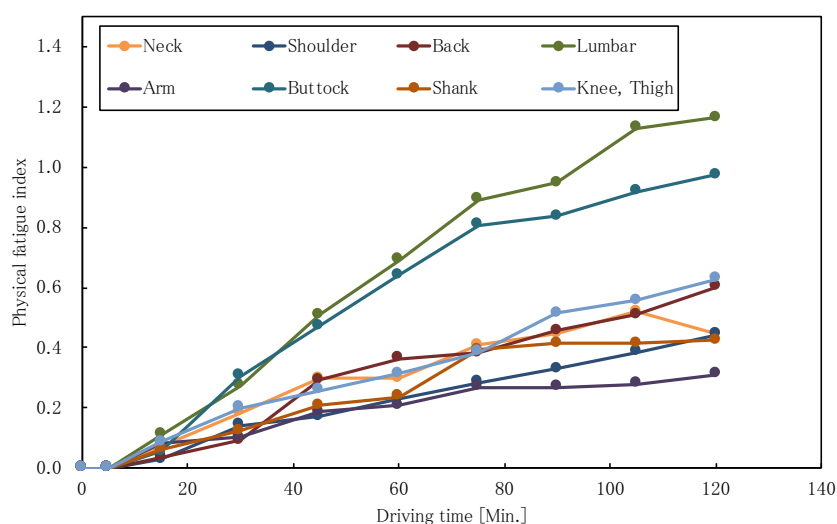


図 6-10 現行シートの部位別疲労指数

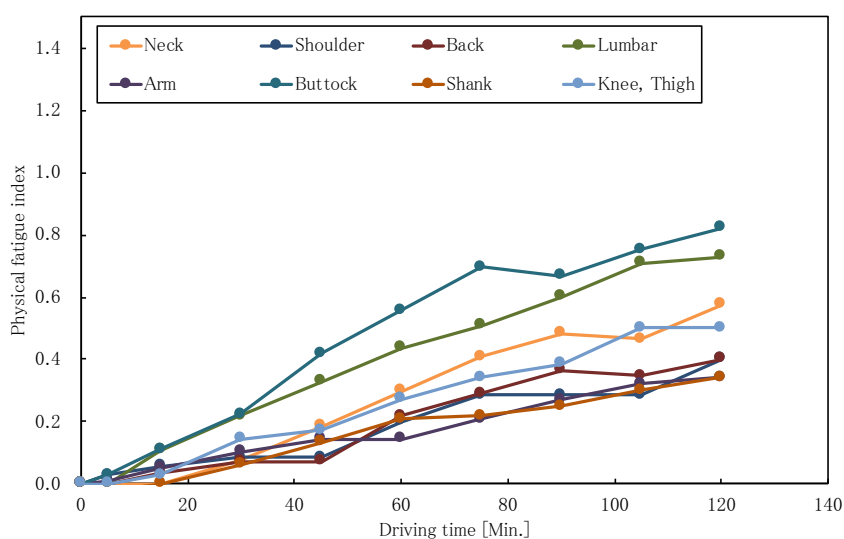


図 6-11 試作シートの部位別疲労指数

図 6-12 に現行シートと試作したシートの肉体疲労指数の経時変化を平均値および標準偏差で示す。総合的な肉体疲労指数は 45 分走行後から現行のシートに対して試作したシートの疲労が低減し、120 分後において有意な低減が認められた。また、部位別では、図 6-13 に示すように、特に腰部において大きな疲労低減効果が確認でき、総合的な肉体疲労指数と同様に、120 分後において有意な低減が認められた。さらに、図 6-14 に示すように、臀部においても、有意な差は認められないが、低い値が見られた。この結果は、試作したシートでは骨盤と胸郭を支持しているため、その間の背筋で姿勢を維持する筋負担が低減したとともに、現行のシートに対してシートバックで受ける荷重が増加した分、座面に掛かる荷重が減少し、臀部への負荷が減少したためと考えられる。

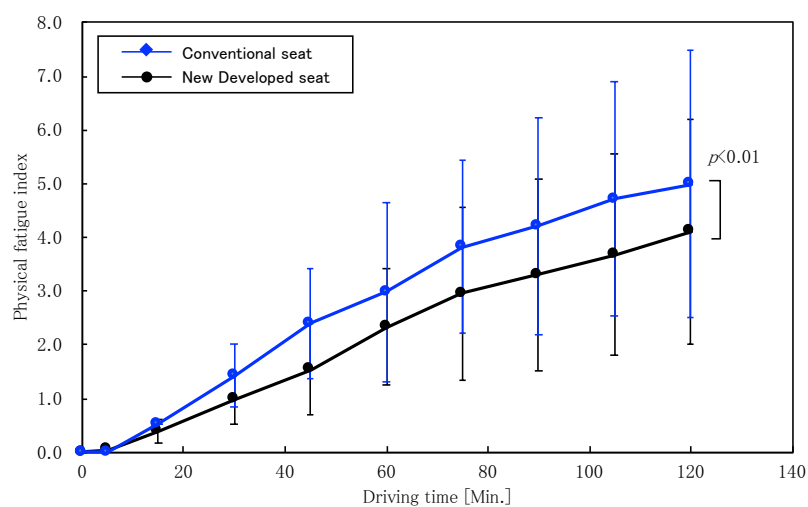


図 6-12 全身肉体疲労指数

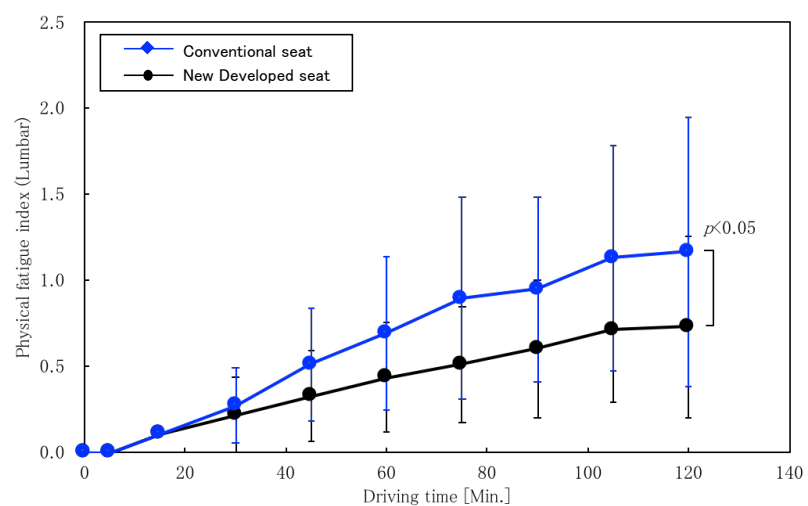


図 6-13 腰部肉体疲労指数

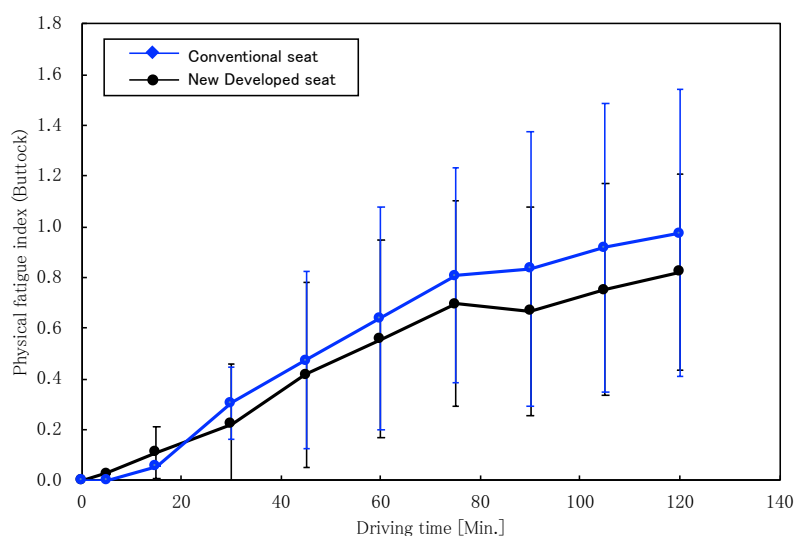


図 6-14 臀部肉体疲労指数

図 6-12～14 に示した疲労指数は、大きなばらつきを持っている。そこで、被験者間の疲労傾向に差があるかを見るために、被験者 5 名の時系列肉体疲労指数に対して、相関分析を行った。表 6-4 に相関係数を示す。これより、10 回の評価に対して、相関係数は 0.89 以上であり、有意であった。そのため、疲労の傾向は被験者間同様であり、平均と標準偏差を用いて解析して良いと判断した。

表 6-4 肉体疲労指数の相関係数

| | Subject 1 | Subject 2 | Subject 3 | Subject 4 | Subject 5 |
|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Subject 1 | 1.000 | | | | |
| Subject 2 | 0.946 | 1.000 | | | |
| Subject 3 | 0.991 | 0.940 | 1.000 | | |
| Subject 4 | 0.975 | 0.897 | 0.962 | 1.000 | |
| Subject 5 | 0.937 | 0.944 | 0.936 | 0.902 | 1.000 |

(3-2) 筋電位計測

図 6-15 に走行時の積分筋電値の経時変化を示す。現行シートに対して試作したシートでの筋活動量は走行開始時から低く、その傾向を走行終了まで維持する傾向が見られた。特に走行後 45 分後から差が大きくなっており、官能評価結果の傾向とも一致する。したがって、試作したシートは現行シートよりも背筋の筋負担が小さいことが判った。

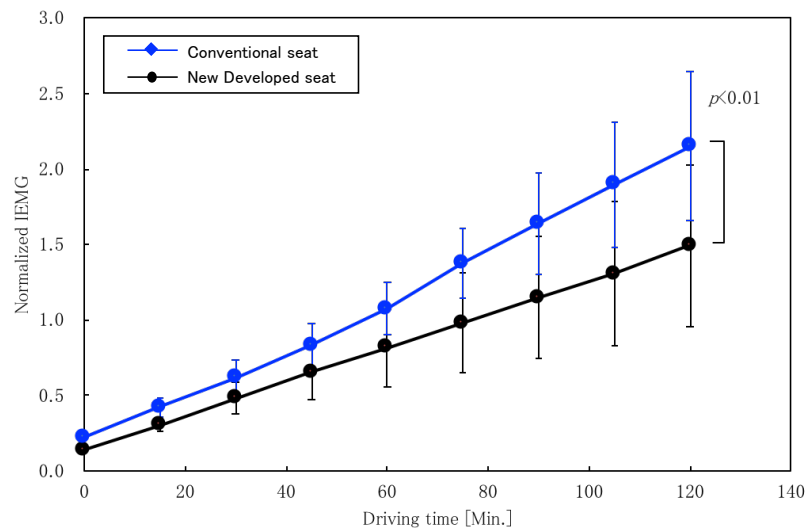


図 6-15 積分筋電値

6.5.4 設計知識の有効性

第 5 章で求めた中立姿勢に近い姿勢を中折れ機構を有するシートで体幹部を支持することで疲労を低減することが示されていることから、この考え方を一般的なシートバック角度へ適用する方法を検討した。その結果、第 5 章で求めたシートバック角度を大きく倒した姿勢に対して、一般的なシートバック角度における最適な姿勢は胸郭と腰椎の折れ角度が小さくなることがわかった。また、この姿勢を支持するシートは着座時に中折れ形状となる着座面を持つことが良いことがわかり、着座時の着座面が中折れ形状となるようにたわみ特性を持たせたシートを試作した。

評価実験から開発したシートは現行シートに対して骨盤と胸郭をより強く支持し、シートバックの下から上まで連続的な支持を実現できていることが確認できた。また、長時間の動的走行評価実験により、主観評価、筋電位による生理計測の定性、定量両側面から運転姿勢を維持するための筋負担が低減し、疲労感も低減されることが検証できた。

したがって、6.2 で述べたように、一般的なシートバック角度に最適な中折れ形状を持つシートは、体幹部の骨盤と胸郭を効率的に支持し、その間の背筋の筋負担を低減させ、肉体疲労を低減するこ

とができることが判った。そのため、シートバックを2分割にして上下の角度を調整する特別な調整機構を有することなく、シートのたわみ特性の調整によりコストを掛けずに疲労低減を実現することができた。

本章で求めた肉体疲労低減シートの設計知識は、最終的には実車適用可能なシート状態として、特定された。このシート状態とは、シートの初期形状と部位ごとのシート F-S 特性として定義されており、既存のシートに対するデザインの仕様変更に相当する。そのため、容易に標準デザイン仕様とすることができた。実際の製品シートデザインにおいては、各車両の制約条件のもとで、標準デザイン仕様を満たすようにシートを設計すれば良いことになる。この制約条件とは、スタイリングデザインや安全性能などの座り心地以外の他性能との両立である。

したがって、6.2 で示した第 5 章で得た肉体疲労低減に有効なシート設計知識の有用性を示すことができたと考える。

6.6 結言

本章では、第 5 章で求めた肉体疲労低減に関するシート設計知識に基づき、実車適用可能なシートを試作し、効果検証することで、設計知識の有効性を検証した。これにより、第 2 章で述べた不足していた人体メカニズムに関する座り心地設計知識として、第 3 章から本章までで構築した肉体疲労低減に関するシート設計知識を拡充できた。

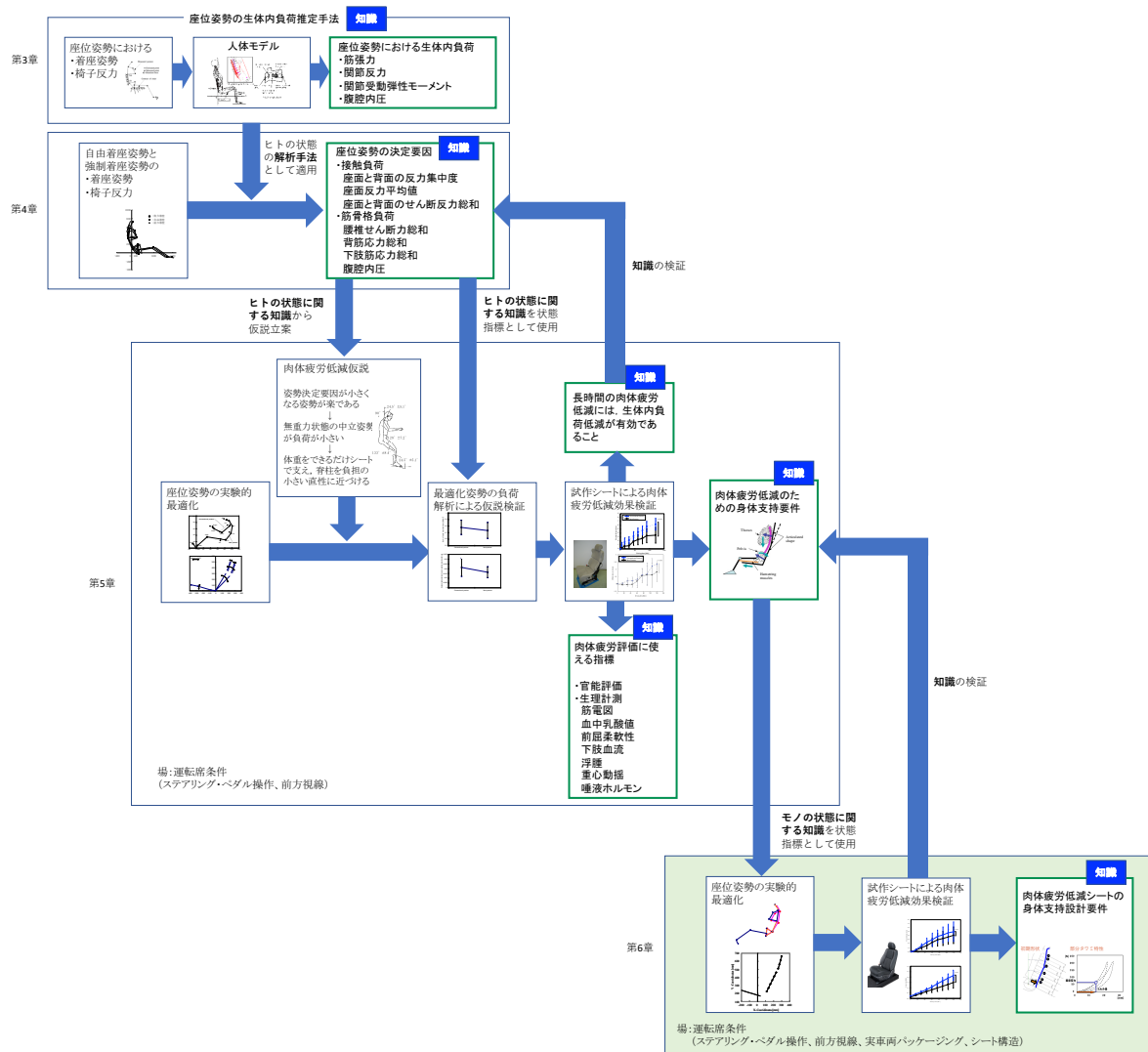


図 6-16 第 6 章で得た座り心地知識

本章で得た座り心地知識を図 5-29 の要素間関係図に加えたものを、図 6-17 に示す。本章では、第 5 章で求めた長時間着座時の肉体疲労低減身体支持要件を実車の場の拘束条件のもとで、シート設計に適用し、試作・実験で効果を検証した。これにより、肉体疲労を低減し、座り心地を向上する設計知識として構築できた。

第 6 章 肉体疲労低減シート試作による設計知識の有効性検証

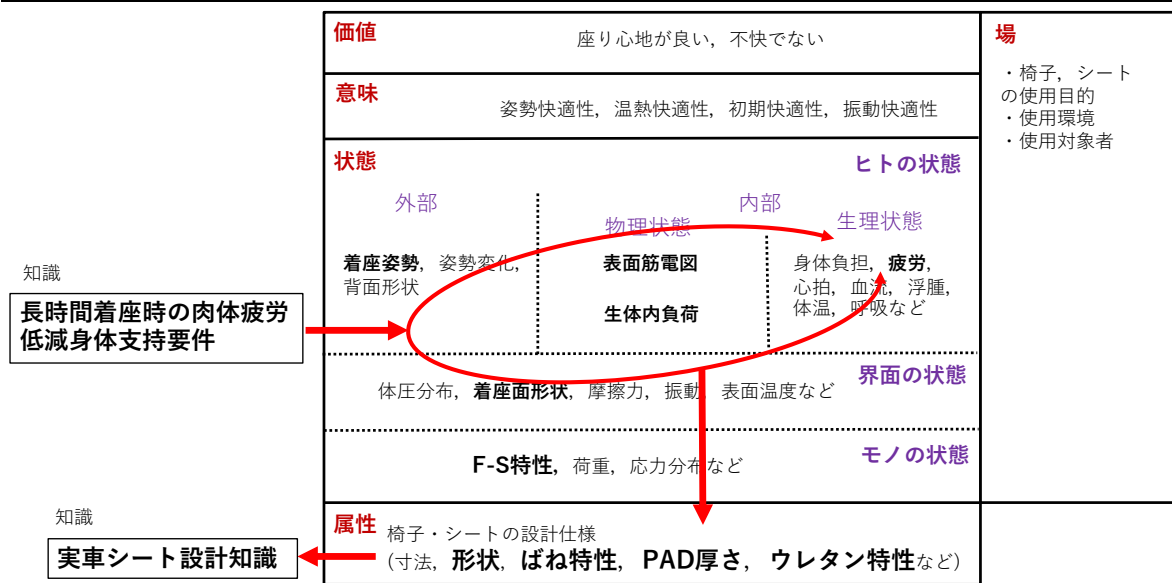


図 6-17 第 6 章で得た座り心地知識を加えた座り心地知識体系の要素間関係図

第 7 章

座り心地知識体系の再構築

7.1 緒言

本論文では、第 2 章において、既報の座り心地研究文献を分析し、座り心地知識体系を構築した。さらに、座り心地知識を拡充すべき課題として人体メカニズムに関する設計知識を抽出し、第 3 章から第 4 章において、座位姿勢の生体内負荷に着目し、生体力学的負荷の推定手法を開発し、座位姿勢を解析することで生体力学に基づく姿勢決定基準を明らかにした。さらに、姿勢決定要因を考慮して、肉体疲労を低減するシート属性を実験的に求め、疲労低減効果を検証し、設計知識として得た。

本章では、第 2 章で構築した座り心地知識体系に、第 3 章から第 6 章で得た知識を組み込み、座り心地知識体系を再構築した。

7.2 座り心地知識体系の再構築

7.2.1 本研究で得た座り心地知識の集成

本研究の第 3 章から第 6 章において得られた人体メカニズムは、下記のように記述できる。

- ・快適な座位姿勢は、生体力学的姿勢決定要因を最小化するように決定されていること。
- ・生体力学的姿勢決定要因とは、接触負荷として座面反力総和、座面および背面の反力集中度、

筋骨格負荷として腰椎せん断力、背筋・下肢筋負荷、腹腔内圧であること。

- ・生体力学的姿勢決定要因を考慮した設計により、肉体疲労を低減し、快適性を向上できること。
- ・生体力学的姿勢決定要因を満たし、肉体疲労を低減するには、自重の大きい胸郭部と骨盤部を支持し、中折れ形状で支持するシートが良いこと。

以上が、本研究で得られた快適なシート設計に対する座り心地研究知識である。

さらに、導出の過程で、生体内負荷推定手法も知識として加えることができた。

7.2.2 座り心地設計知識の組み込み

本論文の第5章、第6章において行った肉体疲労低減シートの実現による過程は、筆者が行なった実際のシート開発過程の一例である。この過程は、第5章が基礎研究による座り心地を向上するための設計の基本的考え方を導く概念設計に相当し、第6章がそれを具現化する設計仕様を決定する詳細設計であると言える。この過程を多空間デザインモデル要素間関係図として記述し、考察する。

それぞれの過程においては、開発の狙いと場に相当する制約条件が異なるため、多空間デザインモデルにおける要素の構成が異なり、開発において求める空間間の写像が異なる。

図7-1に第5章における要素間関係図を示す。

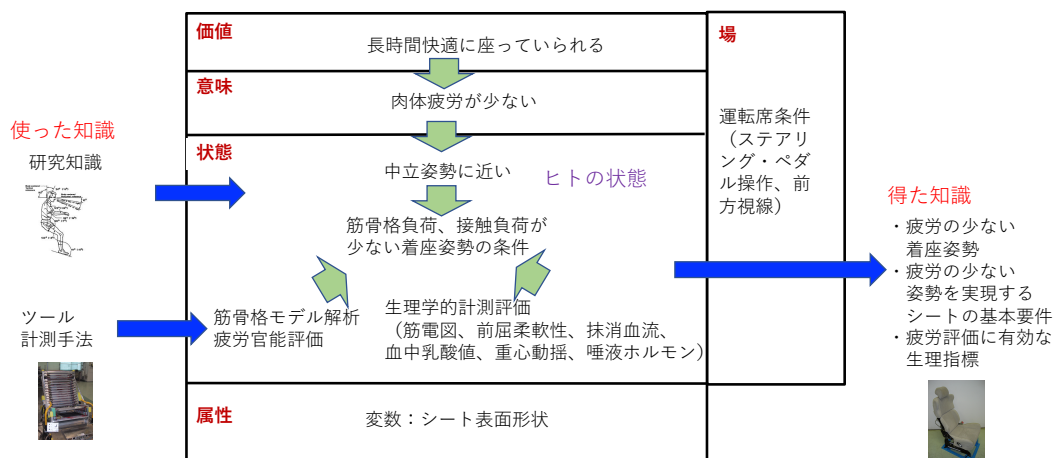


図7-1 肉体疲労低減運転姿勢開発の要素間関係図

まず、すべてのフェーズにおける、共通の要素として、研究開発の目的として価値空間には、お客様言葉から「長時間快適に座っていただける」を配置した、意味空間においては抽出した価値に対して設定した「肉体疲労が少ない」という要素が配置できる。第5章では、この意味要素に対して、知識として無重力状態での中立姿勢を採用し、「筋骨格負荷・接触負荷が小さい」という状態を、バネ特性を持たない実験用可変シートにおいては、状態でもあり、属性でもあるシート着座形状を変数として実験的に探索して、筋骨格モデルや生理計測により検証した。これは、「意味を実現するヒトの状態」の解明と検証を行ったといえる。この時、場は「運転を行うための操作ができて、前方を見る」という最低限の拘束であった。

図 7-2 に第 6 章における要素間関係図を示す。

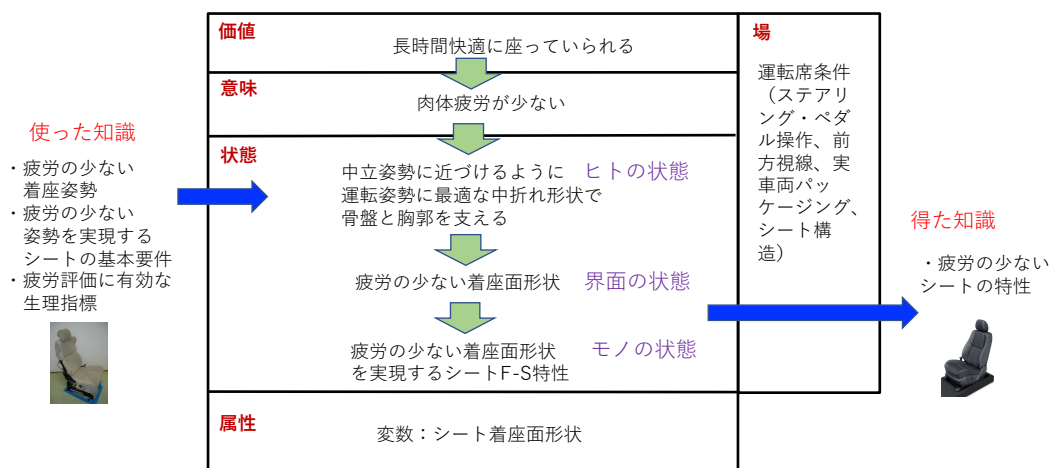


図 7-2 疲労低減シート開発の要素間関係図

次に、第6章では、第5章で明らかになった「意味を実現するヒトの状態」を知識として、同じくシート着座形状を変数に疲労を低減できる着座面形状と実現するF-S特性を求めた。これは、「意味を実現するモノの状態」を求めたといえる。この時の場は、実際の車両に搭載する運転席シートを開発の条件としたため、運転という行為の要件に加えて、車両のパッケージング条件として後席を侵害しない範囲のリクライニング角度の上限値や既存のシートフレーム構造を使用することなどのシートのモノとしての拘束が、より厳しくなった状態である。

図 7-3 に第 6 章で得られた知識を製品シート設計に適用する場合の要素間関係図を示す。

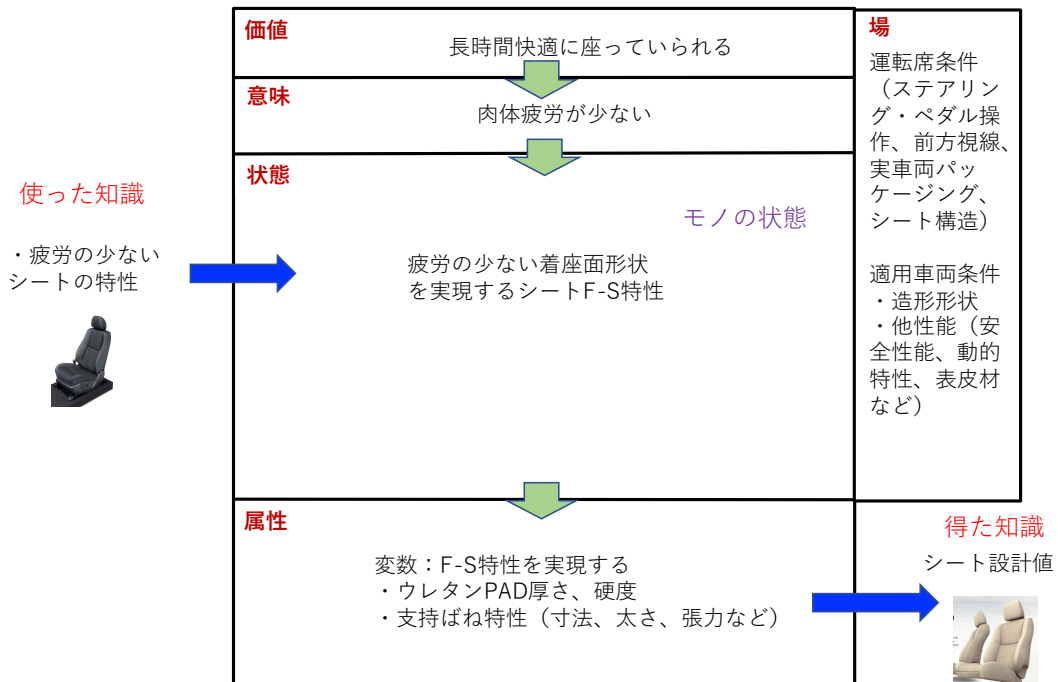


図 7-3 製品シート開発の要素間関係図

さらに、製品シート開発においては、第 5 章で明らかになった「意味を実現するモノの状態」を知識として、属性要素である F-S 特性を実現するシート設計値としてのウレタンパッド厚さや硬度、寸法や太さ、張力などの支持バネの特性を求めたことになる。これは、「モノの状態を実現するモノの属性」を決定し、実際の車両用製品シートを設計することといえる。この時の場合は、適用先である個々の車両においてシートに対するリクワイアメントとなるスタイリングデザイン形状や安全性能、動的特性、表皮材など、非常に限定された厳しいものであり、場が特定されているために、属性を絞り込んで決定できたといえることができる。

これらの 3 つの要素間関係図を概観すると、図 7-4 に示すように、基礎研究から製品開発までの段階における価値・意味空間はすべて同じであるが、着目の重点は、状態空間におけるヒトからモノへ、さらにモノの属性へと下位の物理空間へと移動し、具体化していったと考えることができる。各フェーズにおいては、場の拘束条件がより厳しくなっていくことで、シートは製品として現実化した。価値の実

現レベルである疲労低減効果は拘束が厳しくなることにより限定されていった。以上を考慮すると、実際の開発は、多空間デザインモデルの基本的考え方と一致するプロセスで開発したといえる。

このように、各フェーズにおける知識の活用は、意味空間は同じでも、主として状態空間における着目点がヒトからモノへと移行し、最後に詳細な属性決定に至るといえる。そのため、状態における知識を容易に取り出せることが設計者にとって重要である。

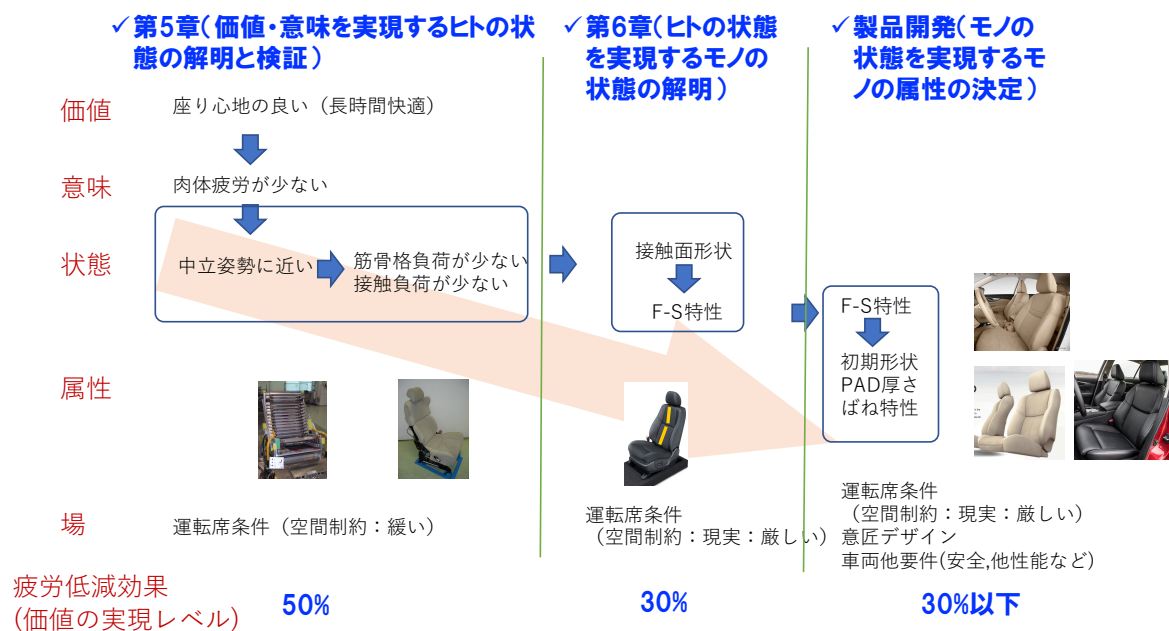


図 7-4 疲労低減シート開発の要素間関係図

第2章で構築した知識体系は、多空間デザインモデルの枠組みに基づき、心理特性である価値要素と意味要素、物理特性である状態要素と属性要素に分け、それぞれの関係をマトリクス状に整理したものである。上述したように、設計においては状態空間における知識が特に重要であり、これらはヒトの状態、界面の状態、モノの状態に分けて考えることが有効である。さらに、ヒトの状態は、本研究で得られた知識のように生体内で起きている物理状態と、その結果として生じる生理状態に分けることができる。そのため、知識体系は、図 7-5 に示すように、これらを明示的にわけて、状態要素を配置するものとした。本研究第3章から第5章で得た知識は、このうちの特に生体内の物理状態と他の状態と

の関係を示す知識である。

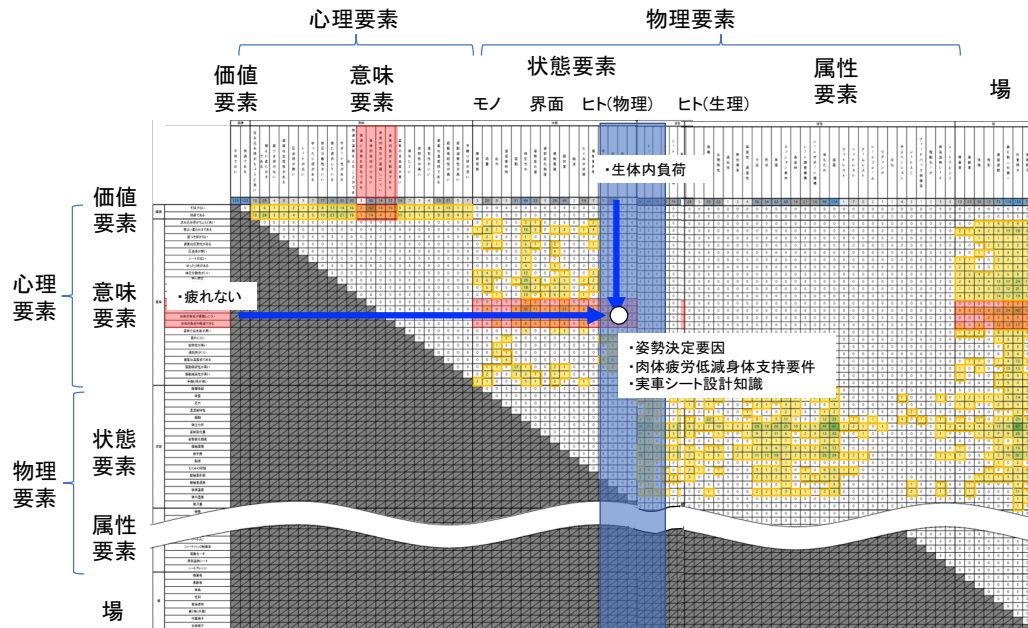


図 7-5 再構築した座り心地知識体系の構造

本研究で構築した知識体系の活用にあたっては、それぞれの知識がどのような場で得られたのかを参照し、座り心地知識の汎用性を考慮した上で活用することが重要である。例えば、人体メカニズムや生理特性に関する座り心地知識は、椅子の使用環境や用途に依存せず、適用可能である。例えば、本論文第 5 章で得られたような自動車シートという限定された場で得られた知識は、胸郭や骨盤などの自重の大きい部位を支えて生体内負荷を減らすという肉体疲労低減のための身体支持要件などのヒトの状態は知識として使えるが、結果として得られたモノの状態である中折れ形状や疲労低減姿勢を実現する F-S 特性などは、オフィスチェアなどに直接用いることは出来ず、座面寸法や角度などの場の条件に合わせて、別途求める必要がある。

7.2.3 座り心地知識ベースの作成

本研究で構築した知識体系を設計者が実務の場で容易に使用できるよう、知識を構成する要素とその関係を明確に表現でき、座り心地知識を取り出すためのツールとして座り心地知識ベース

(Seating comfort knowledge base)を作成した。

(1) 座り心地知識ベースに用いた環境

本研究で構築した知識体系をツール化するために、ネットワーク分析用ソフトを利用した。ネットワーク分析とは、複数の要素間により構成されているネットワークを、要素同士の相互作用、影響、つながりなどを様々な側面から可視化し行う分析である。そこで、複雑な要素の関係の可視化が可能であるオープンソースのネットワーク分析ソフトウェアツール NodeXL(Social Media Research Foundation 2017)を利用した。本ソフトウェアは、Windows 環境の Microsoft 社 Excel 上で動作し、ネットワークの関係をビジュアルに表現でき、操作により要素が移動できるユーザインタフェースを持つものである。利用においては、ネットワークについては、要素の関係として解析済のため分析は行わず、表示部ユーザインタフェースのみを用いた。

(2) 座り心地知識ベースの概要

本研究で作成した知識体系ツールとは、座り心地に関する知識を構成する要素とその関係を俯瞰でき、関連する研究文献の概要を紐づけるツールとなっている。そこで、NodeXL を用いて、知識体系を表現した。その際、NodeXL には、座り心地の知識を構成する要素間の関係を、2 変数間の一対比較で表現したデータを入力した。そして、要素との関係を表したデータを Edge という。その結果、NodeXL が出力した、座り心地に関する知識を構成する要素とその関係の全体図は図 7-6 のようになった。各要素は、空間ごとに色分けをしており、価値要素はピンク、意味要素は青、状態要素は緑、属性要素はオレンジ、場の要素を紫とし、それぞれの関係を線で示した。そして、各文献が該当する要素と関係の合計により重み付けを行い、多く行われている箇所については、要素は大きく、関係は太く示した。そして、知識体系を基に、各研究文献の概要をまとめた概要集(知識体系参照用ツール)を作成した。座り心地研究の概要集には、各研究文献が該当する価値、意味、状態、属性、場の要素と研究の目的および結果をまとめた。概要を図 7-7 に示す。

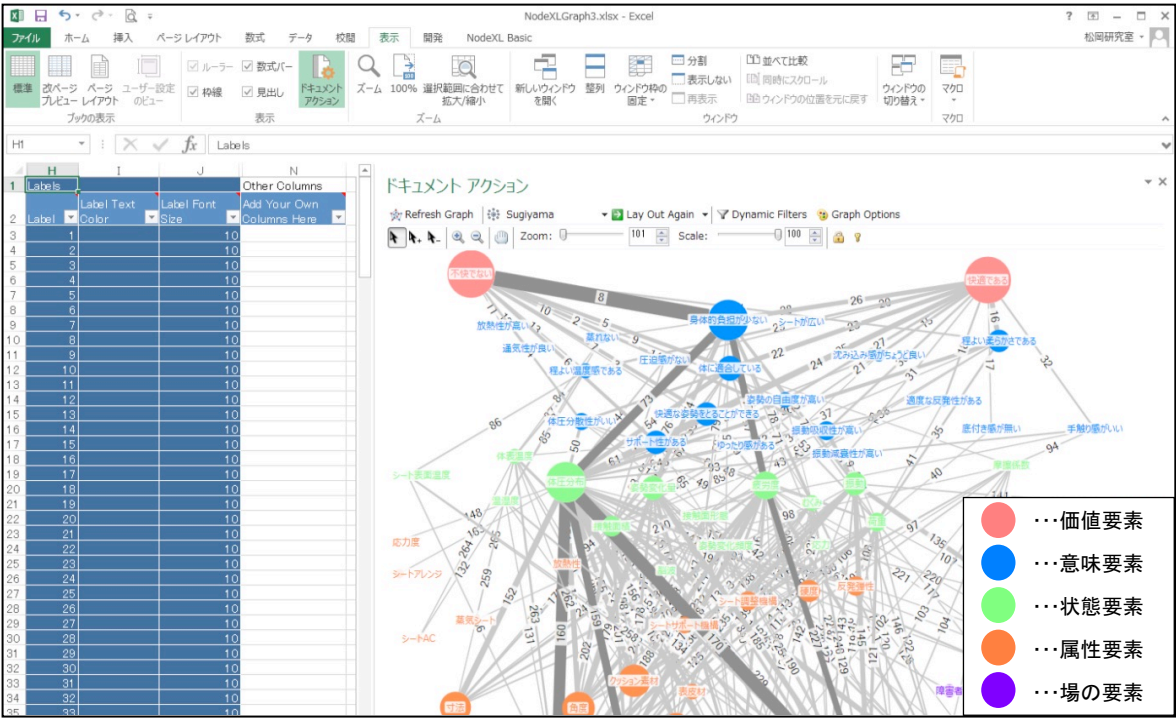


図 7-6 NodeXL を用いた知識体系の概要

| | |
|--|---|
| 73 | <div>座位姿勢における臀部形状の測定と座面形状の提案</div> <div>藤巻吾朗, 今井隆矢, 西澤義嗣, 吉田宏昭</div> <div>岐阜県生活技術研究所研究報告</div> <div>2015.11Vol. 17issue/page: /5-9</div> |
| <div>価値： 疲れない</div> | <div>場： 体格, 性別, 着座姿勢, 乗り物, 安楽椅子</div> |
| <div>意味： 体圧分散性が高い, 体に適合している, 身体的負担が少ない</div> | <div>概要： ・臀部と大腿部の形状に着目し, 性別や体格等の個人差や姿勢による違いを考慮した汎用性の高い座面形状を提案した ・性別や体格等による臀部形状の違いを表す主因子を抽出した. ・収集した臀部形状データをもとに座面の形状モデルを試作した.</div> |
| <div>状態： 体圧分布, 接触面形態</div> | |
| <div>属性： 形状, 座面</div> | |

図 7-7 概要集 (一部抜粋)

(3) 座り心地知識ベースの使用手順

作成した知識ベースの使用手順について説明する。使用手順の流れは図7-8のようにになっている。

そして、図7-9、図7-10で知識ベースの使用例の概要を示す。

まず Step1 では、椅子・シートの設計者は、着目したい座り心地研究の要素を選択する。その際、要素は選択・移動が可能となっており、選択・移動することでその要素の関係が示され、一部に着目しながらも、全体の俯瞰が可能となっている。これにより、意味要素または属性要素からなど、着目する要素と順序を自由に選択することが可能である。

次に、Step2 では、各要素とその関係については、要素間の関係に番号を振った Edge 番号を選択する。Edge 番号を選択することで着目したい関係を明示化でき、要素間の繋がりが確認できるようになっている。

さらに、Step3 では、着目したい要素とその関係の Edge 番号を概要集にて、選択する。該当する Edge 番号が、文献概要集に紐づけられていることで、着目したい要素と関係に該当する研究文献の概要集の参照が可能となる。

最後に、Step4 では概要集にて選択した研究文献を、参照し知識を得る流れとなっている。研究文献の概要および著者や学会などを参照できることで、必要な文献知識を容易に得ることができる。

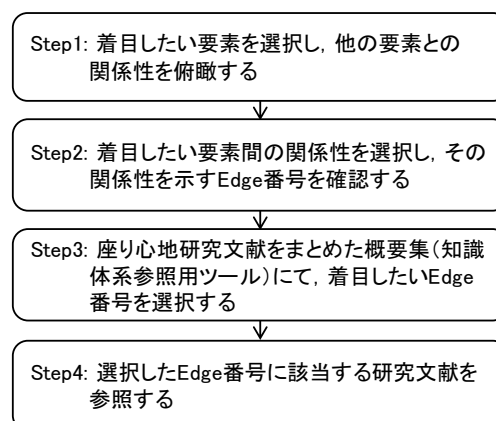


図 7-8 座り心地知識ベースの使用手順の流れ

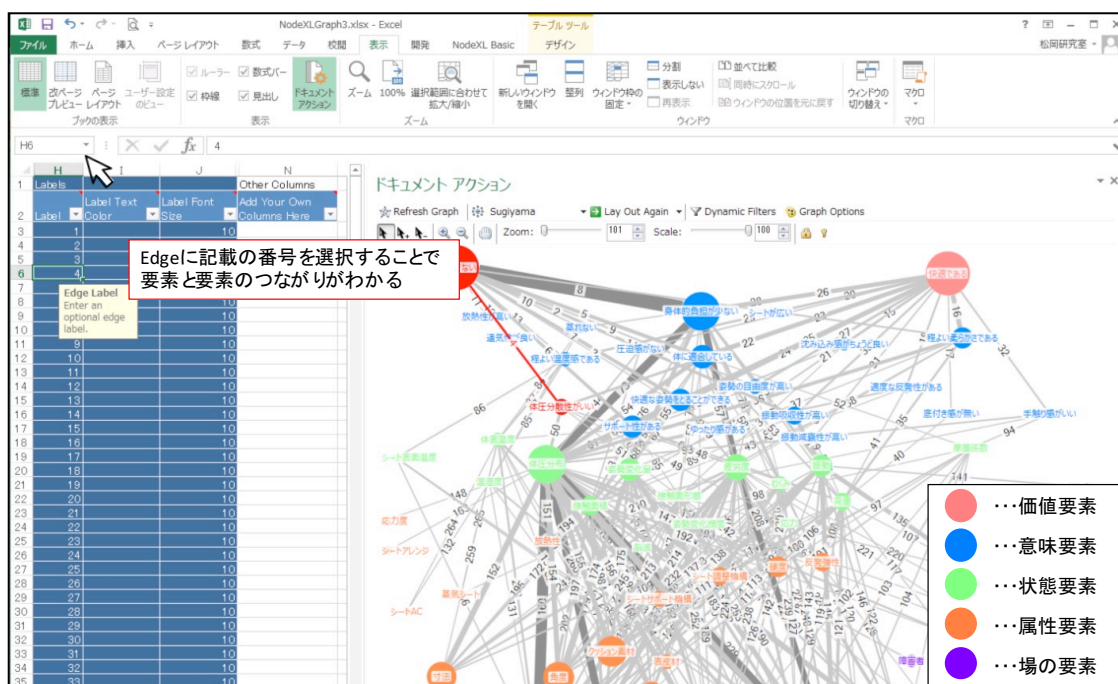
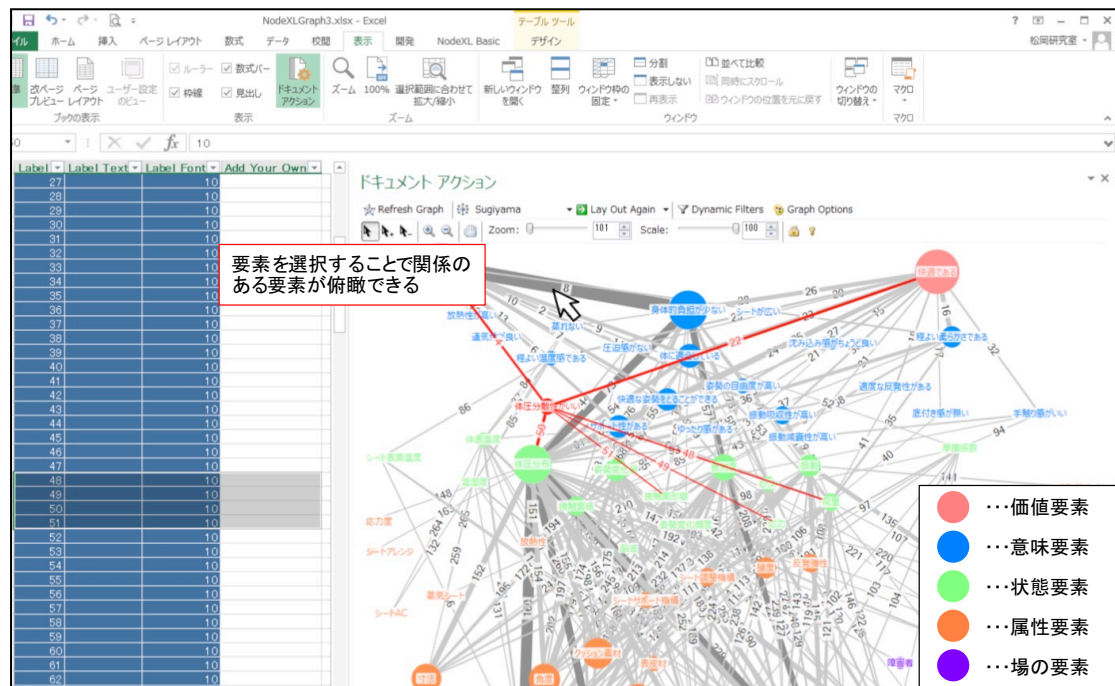


図 7-9 座り心地知識ベースの使用例

| 知識体系ツール(参照用) | | | | | | | | | | | | | | | |
|--------------|----|-----|-----|-----|-----|-----|--|--|--|--|--|--|--|--|--|
| 1 | 41 | 81 | 121 | 161 | 201 | 241 | | | | | | | | | |
| 2 | 42 | 82 | 122 | 162 | 202 | 242 | | | | | | | | | |
| 3 | 43 | 83 | 123 | 163 | 203 | 243 | | | | | | | | | |
| 4 | 44 | 84 | 124 | 164 | 204 | 244 | | | | | | | | | |
| 5 | 45 | 85 | 125 | 165 | 205 | 245 | | | | | | | | | |
| 6 | 46 | 86 | 126 | 166 | 206 | 246 | | | | | | | | | |
| 7 | 47 | 87 | 127 | 167 | 207 | 247 | | | | | | | | | |
| 8 | | | | 168 | 208 | 248 | | | | | | | | | |
| 9 | | | | 169 | 209 | 249 | | | | | | | | | |
| 10 | | | | 170 | 210 | 250 | | | | | | | | | |
| 11 | | | | 171 | 211 | 251 | | | | | | | | | |
| 12 | 52 | 92 | 132 | 172 | 212 | 252 | | | | | | | | | |
| 13 | 53 | 93 | 133 | 173 | 213 | 253 | | | | | | | | | |
| 14 | 54 | 94 | 134 | 174 | 214 | 254 | | | | | | | | | |
| 15 | 55 | 95 | 135 | 175 | 215 | 255 | | | | | | | | | |
| 16 | 56 | 96 | 136 | 176 | 216 | 256 | | | | | | | | | |
| 17 | 57 | 97 | 137 | 177 | 217 | 257 | | | | | | | | | |
| 18 | 58 | 98 | 138 | 178 | 218 | 258 | | | | | | | | | |
| 19 | 59 | 99 | 139 | 179 | 219 | 259 | | | | | | | | | |
| 20 | 60 | 100 | 140 | 180 | 220 | 260 | | | | | | | | | |
| 21 | 61 | 101 | 141 | 181 | 221 | 261 | | | | | | | | | |
| 22 | 62 | 102 | 142 | 182 | 222 | 262 | | | | | | | | | |
| 23 | 63 | 103 | 143 | 183 | 223 | 263 | | | | | | | | | |
| 24 | 64 | 104 | 144 | 184 | 224 | 264 | | | | | | | | | |
| 25 | 65 | 105 | 145 | 185 | 225 | 265 | | | | | | | | | |
| 26 | 66 | 106 | 146 | 186 | 226 | 266 | | | | | | | | | |
| 27 | 67 | 107 | 147 | 187 | 227 | | | | | | | | | | |
| 28 | 68 | 108 | 148 | 188 | 228 | | | | | | | | | | |
| 29 | 69 | 109 | 149 | 189 | 229 | | | | | | | | | | |
| 30 | 70 | 110 | 150 | 190 | 230 | | | | | | | | | | |
| 31 | 71 | 111 | 151 | 191 | 231 | | | | | | | | | | |
| 32 | 72 | 112 | 152 | 192 | 232 | | | | | | | | | | |
| 33 | 73 | 113 | 153 | 193 | 233 | | | | | | | | | | |
| 34 | 74 | 114 | 154 | 194 | 234 | | | | | | | | | | |
| 35 | 75 | 115 | 155 | 195 | 235 | | | | | | | | | | |
| 36 | 76 | 116 | 156 | 196 | 236 | | | | | | | | | | |
| 37 | 77 | 117 | 157 | 197 | 237 | | | | | | | | | | |
| 38 | 78 | 118 | 158 | 198 | 238 | | | | | | | | | | |
| 39 | 79 | 119 | 159 | 199 | 239 | | | | | | | | | | |
| 40 | 80 | 120 | 160 | 200 | 240 | | | | | | | | | | |

| 該当するEdgeに関わる知識が参照できる | | | | | | | | | | | | | | | |
|---|---|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|
| 6 | Seat pain and backrest pressure distribution while sitting in office chairs Zamp, Roland Taylor, William R. Lonszett, Silvio APPLIED ERGONOMICS 2016.3 Val. 53 Issue/page: 71-9 | | | | | | | | | | | | | | |
| 価値: discomfort | 場: work chair | | | | | | | | | | | | | | |
| 意味: good body pressure dispersibility/has supportness/less accumulation of disorder | 概要: The aim of this study was to develop a methodology for chair-specific sensor mat calibration, to evaluate the interconnections between specific pressure parameters and to establish those that are most meaningful and significant in order to differentiate pressure distribution measures between office chairs. The current study has introduced a novel chair-specific sensor mat calibration in order to make pressure distribution measures of different office chairs comparable. | | | | | | | | | | | | | | |
| 状態: body pressure distribution | | | | | | | | | | | | | | | |
| 属性: measurement,cushion material,backrest,seat | | | | | | | | | | | | | | | |
| 43 | The Effect of Chair Designs on Sitting Mekhous, Mohamed, Lin HUMAN 2016.3 Val. 53 Issue/page: 71-9 | | | | | | | | | | | | | | |
| 価値: discomfort | 場: sit | | | | | | | | | | | | | | |
| 意味: good body pressure dispersibility/able to take comfortable posture,disorder | 概要: The aim of the design on int buttock-high Chair design interface pres: Further evalu to complete of | | | | | | | | | | | | | | |
| 状態: body pressure distribution | | | | | | | | | | | | | | | |
| 属性: shape/feature / firm | | | | | | | | | | | | | | | |
| 8 | Modeling of human model for static pressure distribution prediction Huang, Shenzong, Zhang, Zhili, Yu, Zhongping, et al. INTERNATIONAL JOURNAL OF INDUSTRIAL ERGONOMICS 2015.11 Val. 50 Issue/page: 188-195 | | | | | | | | | | | | | | |
| 価値: discomfort,comfort | 場: vehicle | | | | | | | | | | | | | | |
| 意味: good body pressure dispersibility | 概要: The focus of this study was to set up a detailed and complete 3-D human FE model to predict pressure distributions, the model built in the paper is based on Hybrid II dummies, and the validation study of the body segment mass and body pressure distribution on the human-ride seat interface were conducted, then the model was used in the prediction of the interaction between human body and automobile seat, the results reported in the study is useful for designing seat. The results deduced that the model is capable of realistically predictive pressure distribution, the present model allows the evaluation of seating comforts in a virtual phase of seat development, and the study can be taken as reference for vehicle seat design and biomechanical evaluation. | | | | | | | | | | | | | | |
| 状態: body pressure distribution | | | | | | | | | | | | | | | |
| 属性: cushion material,seat | | | | | | | | | | | | | | | |
| 73 | 座位姿勢に対する影響 森田 昌弘, 今井 隆 産業工学研究 2016.3 Val. 53 Issue/page: 71-9 | | | | | | | | | | | | | | |
| 価値: 座れない | 場: 座 | | | | | | | | | | | | | | |
| 意味: 座圧分散性が低い座に適合している身体的負担が少ない | 概要: 背座圧分散性が高い座に適合している身体的負担が少ない | | | | | | | | | | | | | | |
| 状態: 座圧分布,座面形状 | | | | | | | | | | | | | | | |
| 属性: 形状,座面 | | | | | | | | | | | | | | | |

図 7-10 座り心地知識ベースの使用例(続き)

7.3 座り心地知識体系の有用性

7.3.1 助手席専用シートの機能デザインへの適用

(1) 機能デザインの方法

助手席専用シートを事例とし、構築した知識体系を設計適用することによる知識体系の有用性検証を行った。具体的には、構築した知識体系を用いて、場の異なる 3 つのステージの自動車を考慮し、それぞれに適する知識体系を用いて助手席のシート機能について、シート設計経験のない学生 2 名に発想させ、機能デザインを行わせた。

STAGE 1: 現行自動車の助手席専用シートにおける静的着座を想定した場合。

現行の助手席専用シートとしての起点を運転席と異なる用途を考慮して開発されたパートナーコンフォートシート(松岡 1986)とした。

STAGE 2: 現行自動車の助手席専用シートにおける姿勢変化を考慮した着座を想定した場合。

自動車助手席においては、運転席と異なり、運転操作がないため、着座者はシートベルトを着用し、安全性を損なわない範囲で、座位姿勢を変えることができる。そのため、姿勢を変えることを想定した場合に、助手席シートに必要と思われる機能を発想した。

STAGE 3: 完全自動運転になり大幅に安全性が向上した自動車での助手席専用シートにおける姿勢の多様性を想定した場合。

現在、技術開発が進んでいる自動運転車においては、車-車間もしくは路-車間通信などにより将来的に大幅な安全性向上が予測されており、その際にシート上で取れる着座姿勢の自由度が大きく向上したことを想定した場合に、助手席シートに必要と思われる機能を発想した。

(2) 機能デザインの結果

図 7-11～14 にシート設計経験のない学生に 2 名が発想したシート機能を示す。起点のパートナーコンフォートシートに装備されている 8 機能に加え、STAGE 1 では 7 機能、姿勢変化を考慮した

STAGE 2 では 16 機能、多様な姿勢を考慮した STAGE 3 では 10 機能を発想できた。

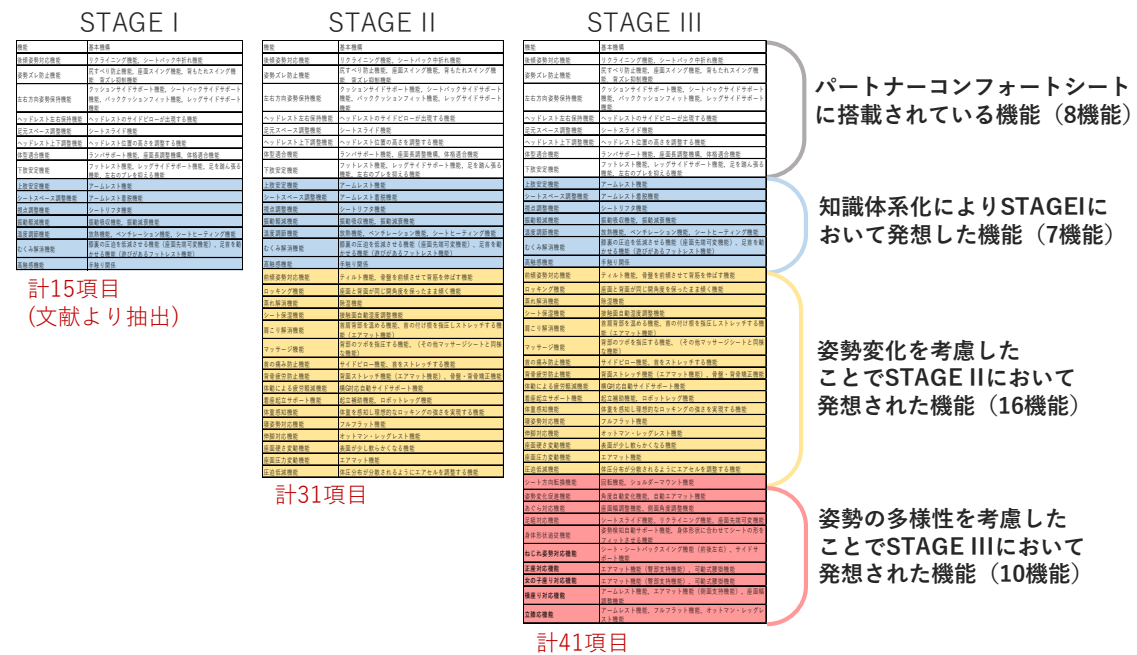


図 7-11 発想した助手席シート機能

| 機能 | 基本機能の一例 |
|--------------|--|
| 後傾姿勢対応機能 | リクライニング機能、シートバック中折れ機能 |
| 姿勢ズレ防止機能 | 尻すべり防止機能、座面スイング機能、背もたれスイング機能、背ズレ抑制機能 |
| 左右方向姿勢保持機能 | クッションサイドサポート機能、シートバックサイドサポート機能、バッククッションフィット機能、レッグサイドサポート機能 |
| ヘッドレスト左右保持機能 | ヘッドレストのサイドピローが出現する機能 |
| 足元スペース調整機能 | シートスライド機能 |
| ヘッドレスト上下調整機能 | ヘッドレスト位置の高さを調整する機能 |
| 体型適合機能 | ランバサポート機能、座面長調整機能、体格適合機能 |
| 下肢安定機能 | フットレスト機能、レッグサイドサポート機能、足を踏ん張る機能、左右のブレを抑える機能 |
| 上肢安定機能 | アームレスト機能 |
| シートスペース調整機能 | アームレスト着脱機能 |
| 視点調整機能 | シートリフト機能 |
| 振動軽減機能 | 振動吸収機能、振動減衰機能 |
| 温度調節機能 | 放熱機能、ベンチレーション機能、シートヒーティング機能 |
| むくみ解消機能 | 膝裏の圧迫を低減させる機能（座面先端可変機能）、足首を動かせる機能（遊びがあるフットレスト機能） |
| 高触感機能 | 手触り関係 |

図 7-12 STAGE I で発想した助手席シート機能詳細

| 機能 | 基本機構の一例 |
|--------------|--|
| 後傾姿勢対応機能 | リクライニング機能、シートバック中折れ機能 |
| 姿勢ズレ防止機能 | 尻すべり防止機能、座面スイング機能、背もたれスイング機能、背ズレ抑制機能 |
| 左右方向姿勢保持機能 | クッションサイドサポート機能、シートバックサイドサポート機能、バッククッションフィット機能、レッグサイドサポート機能 |
| ヘッドレスト左右保持機能 | ヘッドレストのサイドピローが出現する機能 |
| 足元スペース調整機能 | シートスライド機能 |
| ヘッドレスト上下調整機能 | ヘッドレスト位置の高さを調整する機能 |
| 体型適合機能 | ランバサポート機能、座面長調整機構、体格適合機能 |
| 下肢安定機能 | フットレスト機能、レッグサイドサポート機能、足を踏ん張る機能、左右のブレを抑える機能 |
| 上肢安定機能 | アームレスト機能 |
| シートスペース調整機能 | アームレスト着脱機能 |
| 視点調整機能 | シートリフタ機能 |
| 振動軽減機能 | 振動吸収機能、振動減衰機能 |
| 温度調節機能 | 放熱機能、ベンチレーション機能、シートヒーティング機能 |
| むくみ解消機能 | 膝裏の圧迫を低減させる機能（座面先端可変機能）、足首を動かせる機能（遊びがあるフットレスト機能） |
| 高触感機能 | 手触り関係 |
| 前傾姿勢対応機能 | ティルト機能、骨盤を前傾させて背筋を伸ばす機能 |
| ロッキング機能 | 座面と背面が同じ開角度を保ったまま傾く機能 |
| 蒸れ解消機能 | 除湿機能 |
| シート保湿機能 | 接触面自動湿度調整機能 |
| 肩こり解消機能 | 首肩背部を温める機能、首の付け根を指圧しストレッチする機能（エアマット機能） |
| マッサージ機能 | 背部のツボを指圧する機能、（その他マッサージシートと同様な機能） |
| 首の痛み防止機能 | サイドピロー機能、首をストレッチする機能 |
| 背骨疲労防止機能 | 背面ストレッチ機能（エアマット機能）、骨盤・背骨矯正機能 |
| 体動による疲労軽減機能 | 横G対応自動サイドサポート機能 |
| 着座起立サポート機能 | 起立補助機能、ロボットレッグ機能 |
| 体重感知機能 | 体重を感知し理想的なロッキングの強さを実現する機能 |
| 寝姿勢対応機能 | フルフラット機能 |
| 伸脚対応機能 | オットマン・レッグレスト機能 |
| 座面硬さ変動機能 | 表面が少し軟らかくなる機能 |
| 座面圧力変動機能 | エアマット機能 |
| 圧迫低減機能 | 体圧分布が分散されるようにエアセルを調整する機能 |

図 7-13 STAGE II で発想した助手席シート機能詳細

| 機能 | 基本機構の一例 |
|--------------|--|
| 後傾姿勢対応機能 | リクライニング機能、シートバック中折れ機能 |
| 姿勢ズレ防止機能 | 尻すべり防止機能、座面スイング機能、背もたれスイング機能、背ズレ抑制機能 |
| 左右方向姿勢保持機能 | クッションサイドサポート機能、シートバックサイドサポート機能、バッククッションフィット機能、レッグサイドサポート機能 |
| ヘッドレスト左右保持機能 | ヘッドレストのサイドピローが出現する機能 |
| 足元スペース調整機能 | シートスライド機能 |
| ヘッドレスト上下調整機能 | ヘッドレスト位置の高さを調整する機能 |
| 体型適合機能 | ランバサポート機能、座面長調整機構、体格適合機能 |
| 下肢安定機能 | フットレスト機能、レッグサイドサポート機能、足を踏ん張る機能、左右のブレを抑える機能 |
| 上肢安定機能 | アームレスト機能 |
| シートスペース調整機能 | アームレスト着脱機能 |
| 視点調整機能 | シートリフタ機能 |
| 振動軽減機能 | 振動吸収機能、振動減衰機能 |
| 温度調節機能 | 放熱機能、ベンチレーション機能、シートヒーティング機能 |
| むくみ解消機能 | 膝裏の圧迫を低減させる機能（座面先端可変機能）、足首を動かせる機能（遊びがあるフットレスト機能） |
| 高触感機能 | 手触り関係 |
| 前傾姿勢対応機能 | ティルト機能、骨盤を前傾させて背筋を伸ばす機能 |
| ロッキング機能 | 座面と背面が同じ開角度を保ったまま傾く機能 |
| 蒸れ解消機能 | 除湿機能 |
| シート保湿機能 | 接触面自動湿度調整機能 |
| 肩こり解消機能 | 首肩背部を温める機能、首の付け根を指圧しストレッチする機能（エアマット機能） |
| マッサージ機能 | 背部のツボを指圧する機能、（その他マッサージシートと同様な機能） |
| 首の痛み防止機能 | サイドピロー機能、首をストレッチする機能 |
| 背骨疲労防止機能 | 背面ストレッチ機能（エアマット機能）、骨盤・背骨矯正機能 |
| 体動による疲労軽減機能 | 横G対応自動サイドサポート機能 |
| 着座起立サポート機能 | 起立補助機能、ロボットレッグ機能 |
| 体重感知機能 | 体重を感知し理想的なロッキングの強さを実現する機能 |
| 寝姿勢対応機能 | フルフラット機能 |
| 伸脚対応機能 | オットマン・レッグレスト機能 |
| 座面硬さ変動機能 | 表面が少し柔らかくなる機能 |
| 座面圧力変動機能 | エアマット機能 |
| 圧迫低減機能 | 体圧分布が分散されるようにエアセルを調整する機能 |
| シート方向転換機能 | 回転機能、ショルダーマウント機能 |
| 姿勢変化促進機能 | 角度自動変化機能、自動エアマット機能 |
| あぐら対応機能 | 座面幅調整機能、側面角度調整機能 |
| 足組対応機能 | シートスライド機能、リクライニング機能、座面先端可変機能 |
| 身体形状追従機能 | 姿勢検知自動サポート機能、身体形状に合わせてシートの形をフィットさせる機能 |
| ねじれ姿勢対応機能 | シート・シートバックスイング機能（前後左右）、サイドサポート機能 |
| 正座対応機能 | エアマット機能（臀部支持機能）、可動式腰掛機能 |
| 女の子座り対応機能 | エアマット機能（臀部支持機能）、可動式腰掛機能 |
| 横座り対応機能 | アームレスト機能、エアマット機能（側面支持機能）、座面幅調整機能 |
| 立膝対応機能 | アームレスト機能、フルフラット機能、オットマン・レッグレスト機能 |

図 7-14 STAGE III で発想した助手席シート機能詳細

(3) 機能デザインの評価

次に、発想した機能について、シート設計経験の豊富なシート設計者2名がAHP(階層分析法)を用いて評価を行い、それぞれのステージで有効性の高い機能を選定した。AHP(階層分析法)とは、問題分析において主観的判断とシステムアプローチを合わせた問題解決型意思決定手法で、問題を構成する要素を[総合目的-評価基準-代替案]という関係の階層構造として捉え、複数の選択肢の中から最適な代替案を一对比較で選択して決定していくものである(木下 2005)。本研究では、固有値法を用いて、整合性を確認して重要度の決定を行い、必要とされるシートの機能を選定した。

一对比較における評価基準は、知識体系の意味要素を元に各STAGEについて表7-1のように定めた。

表7-1 AHP 評価基準

| STAGE I | STAGE II | STAGE III |
|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| STAGE Iの評価基準 | STAGE IIの評価基準 | STAGE IIIの評価基準 |
| 体圧分散性が高い | 体圧分散性が高い | 体圧分散性が高い |
| 尻すべりをしない | 尻すべりをしない | 尻すべりをしない |
| 体に適合している | 体に適合している | 体に適合している |
| サポート性がある | サポート性がある | サポート性がある |
| 程よい柔らかさである | 程よい柔らかさである | 程よい柔らかさである |
| 適度な反発性がある | 適度な反発性がある | 適度な反発性がある |
| ゆったり感がある | ゆったり感がある | ゆったり感がある |
| 背ズレしない | 背ズレしない | 背ズレしない |
| 蒸れにくい | 蒸れにくい | 蒸れにくい |
| 放熱性が高い | 放熱性が高い | 放熱性が高い |
| 通気性が高い | 通気性が高い | 通気性が高い |
| 適度な温度感である | 適度な温度感である | 適度な温度感である |
| 振動吸収性が高い | 振動吸収性が高い | 振動吸収性が高い |
| 振動減衰性が高い | 振動減衰性が高い | 振動減衰性が高い |
| 手触り感が良い | 手触り感が良い | 手触り感が良い |
| 快適な姿勢をとることができる | 快適な姿勢をとることができる | 身体的負担が蓄積(疲労)しにくい |
| 姿勢の自由度が高い(既存の助手席で想定される静的姿勢) | 姿勢の自由度が高い(既存の助手席で想定される動的姿勢) | 身体的負担を軽減できる |
| 身体的負担が少ない | 身体的負担が蓄積(疲労)しにくい | 快適な作業姿勢をとることができる |
| 計18項目 | 計19項目 (3項目はSTAGE Iから変化) | 計22項目 (5項目はSTAGE IIから変化) |

表7-2に重要度が高く評価された機能を示す。STAGE 1においては、静的な着座を想定していることから、姿勢のズレを防止するための左右方向姿勢保持機能や下肢安定機能などの重要度が高くなり、STAGE2においては、姿勢変化を想定していることから、新たに発想された座面硬さ変動や伸

脚対応機能の重要度が高くなった。また、STAGE 3 においては、多様な姿勢への変化に対応できるような身体形状追従機能の重要度が高くなった。また、発想した機能のうち、STAGE 1 で 7 機能、STAGE 2 で 7 機能、STAGE 3 で 8 機能が現存する自動車シート機能に対して新規性が高く、座り心地に効果的であると評価された。

表 7-2 機能重要度評価結果

| STAGE I | | STAGE II | | STAGE III | |
|------------|-------|----------|-------|-----------|-------|
| 機能名 | 重要度 | 機能名 | 重要度 | 機能名 | 重要度 |
| 左右方向姿勢保持機能 | 0.096 | 下肢安定機能 | 0.050 | 座面圧力変動機能 | 0.038 |
| 下肢安定機能 | 0.089 | 体型適合機能 | 0.049 | 身体形状追従機能 | 0.037 |
| 後傾姿勢対応機能 | 0.082 | 座面硬さ変動機能 | 0.045 | 座面硬さ変動機能 | 0.035 |
| 体型適合機能 | 0.080 | 伸脚対応機能 | 0.044 | 振動軽減機能 | 0.034 |
| 上肢安定機能 | 0.078 | 後傾姿勢対応機能 | 0.042 | 圧迫軽減機能 | 0.029 |

・静的な着座を想定していることから、姿勢のズレを防止するための左右方向姿勢保持機能や下肢安定機能などの重要度が高くなった。

・姿勢変化を含む着座を想定していることから、STAGE IIで姿勢変化を想定し新たに発想された座面硬さ変動や伸脚対応機能の重要度が高くなった。

・自動運転を想定していることから、姿勢変化に対応できるようなSTAGE IIIで新たに発想された身体形状追従機能の重要度が高くなった。

…新たに発想された機能

7.3.2 適用結果による考察

本研究で構築した座り心地知識体系の有用性について考察する。

前項では、助手席専用シートについて、将来の車両を含めた3つのステージを想定し、それぞれのステージにおいて、シート設計経験のない学生が発想した機能のうちの一部が、非常に有効性の高い評価となり、機能デザインにおいて知識体系が有用であるとともに、経験の少ない、すなわち知識の少ない設計者が知識体系により知識を補完できることが示唆された。これは、椅子・シート設計開発の経験によって設計者内に構築されてきた暗黙知が形式知化されたためとも、考えることができる。

実際の椅子・シート設計開発の現場においては、開発期間やリソースの制約から、特定の機能開発における性能評価を官能評価のみで定性的に行うことが非常に多い。そのため、データの計測による定量的評価は行われない場合が多い。また、椅子・シートにおける計測機器として、一般的に普及し

ているものは体圧分布計測装置程度である。そのため、多くの研究文献で用いられている人間特性の計測機器や研究独自の計測項目による座り心地研究知識を容易に引き出せることは、設計開発の現場では非常に有効であるといえる。

また、本研究で追加した座り心地に関する人体メカニズムに関する知識は、座り心地を考える上で基本となる事項であり、人体メカニズムに関する知識は、椅子の使用目的によらない普遍的な人間特性を考慮できるようになり、非常に有効であると考ええる。加えて、効果の実証された設計知識を含むため、シート設計者にとって有用な知識である。

また、以上の座り心地知識体系が、椅子・シート設計者にとって、座り心地知識体系ベースとして容易に取り出せるツールの形で構築したことは、設計の現場で利用する上で非常に有用で、今後の椅子・シートの座り心地向上に貢献できると考える。

7.4 結言

本章では、既存の研究文献より抽出した座り心地研究知識に、本研究で得られた人体メカニズムに関する知識を加え、座り心地知識体系を再構築した。さらに、知識体系を座り心地知識ベース化するとともに、知識体系の有用性について検証し、考察した。座り心地知識ベースは、椅子・シート設計者にとって有用な知識体系としてまとめることができたと考ええる。

第 8 章

結論

8.1 本研究の成果

本研究の目的は、多空間デザインモデルに基づく座り心地知識体系の構築である。本研究では、多空間デザインモデルの枠組みを用いて、既報の研究論文から座り心地に関する研究知識の構成要素を抽出し、座り心地知識体系を構築した。その結果、座り心地との関係について、長時間着座を考慮した人体メカニズムに関する知識が不足していることが課題として抽出した。この課題について、座位姿勢における生体内負荷推定手法を開発し、座位姿勢の生体力学に基づく姿勢決定要因を求めた。次に、生体力学に基づく姿勢決定要因を考慮し、座り心地を向上するための肉体疲労低減運転姿勢とそれを実現するシート属性を求め、肉体疲労低減効果を検証した。さらに、求めた肉体疲労低減運転姿勢およびシート属性について、実車適用可能なシート座り心地向上に関する設計知識を構築した。最後に、構築した座り心地知識体系に、得られた座り心地に関する人体メカニズムに関する設計知識を組み込み、座り心地知識体系ベースとして構築し、その有用性を検証した。

以上より、得られた成果をまとめると以下のようになる。

- (1) 多空間デザインモデルに基づく座り心地研究論文の分析により、生体内の物理状態に関する人体メカニズムに関する知識が不足していることを明確にした。

(2) 人体メカニズムを解明するための知識として、座位姿勢における生体内負荷推定手法を開発した。

これにより、座位姿勢において、筋張力や腹腔内圧などの生体内の状態量を求めることができるようになった。

(3) 生体内の物理状態に関する人体メカニズムとして、座位姿勢の生体力学に基づく姿勢決定要因を解明した。これにより、座り心地に関する生体内の力学状態を示す指標として、接触負荷や筋骨格負荷が有効であることを示した。

(4) 生体力学に基づく姿勢決定要因を用いて、肉体疲労低減運転姿勢とそれを実現するシート属性を求めた。これにより、長時間着座時の座り心地向上のための身体支持に関する設計知識を構築した。

(5) 長時間着座時の座り心地向上のための身体支持に関する設計知識をもとに、実車適用可能なシート座り心地向上に関する設計知識を構築した。

(6) 不足していた長時間着座に関する人体メカニズムを加えた座り心地知識体系として、設計者が活用できる形の座り心地知識ベースとしてまとめた。

本研究では、人体メカニズムに関する知識を構築する過程において、自動車シートを題材に実験検証を進めた。研究により得られたシートに特化した設計知識は、他の椅子に直接適用することにはできないが、身体支持の考え方は、応用可能である。すなわち、生体内の物理状態におけるメカニズム知識は、椅子の用途が異なっても座るという行為において共通の状態であり、知識としての汎用性はあると考えられる。

また、自動車シート設計においては、自動運転技術の開発が進むことにより、自動車シートにおける運転操作という場の拘束は非常に緩いものとなり、移動するための椅子としての機能が必要になると考えられる。このような場合においては、他の椅子の座り心地知識を応用することが、次世代のシート開発に有効であると考えられよう。

以上より、本研究で構築した多空間デザインモデルに基づく座り心地知識体系を用いることで、従来の設計者が蓄積してきた経験に加えて、もしくは補間する形で、座り心地知識の知識活用を支援することができるようになり、今後の椅子やシートの座り心地向上が期待できる。

8.2 今後の展望

本研究では、既存の研究知識を多空間デザインモデルの枠組みを用いて整理し、不足していると抽出された人体メカニズムに関する知識を拡充し、座り心地知識体系としてまとめた。多空間デザインモデルには、様々な価値が議論でき、多様なデザイン解に繋がるという特徴がある。この特徴を活かし、さらに拡充していくべき課題について考察する。

そもそもヒトは動く生物であり、身体を動かすことによって血流を促進し、筋骨格系の負担により生じた老廃物を代謝することで、筋骨格系の疲労を回復できることも知られている(Lueder 2004)。これは、本研究で対象とした静的な姿勢最適化ではなく、時間軸で姿勢と肉体疲労の関係を捉えた考え方であるといえる。この考え方に基づく要素間関係図を図 8-1 に示す。

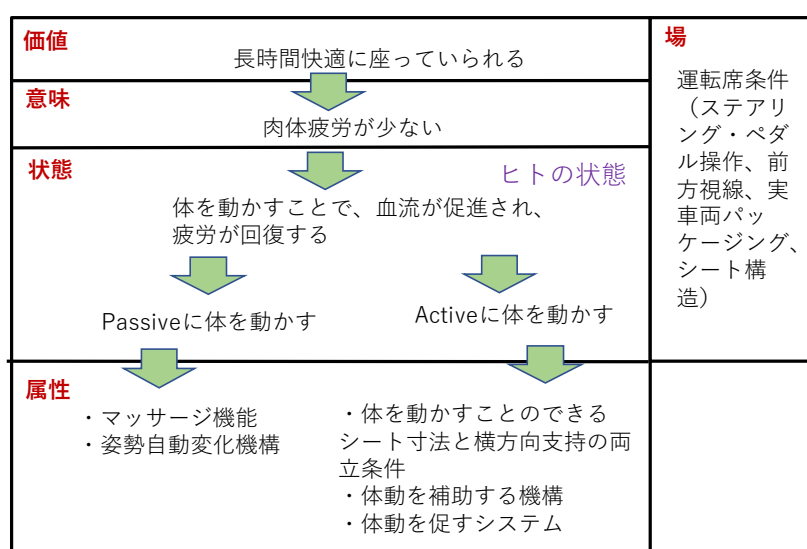


図 8-1 疲労低減シート開発の要素間関係図

代謝のために、身体を動かすには、シートにより Passive に行う方法と乗員が自ら Active に行う方法

の2通りが考えられる。それぞれ属性要素としては、マッサージ機構(Franz 2008)や姿勢自動変化機構(Valera 2017)、体動をできるようなシートや体動を促すシステム(Hiemstra-van Mastrigt 2015)、多様な座り方を許容するようなシート(平尾 2017)などの発想が生まれると考えることができ、実際に他者による研究や開発がされていることから、得られた発想の有効性が裏付けられよう。

あくまで通常の自動車運転操作を想定した姿勢の自由度の少ない場においては、Passive な方法であるマッサージ機構などは追加装備として実現可能であるが、本論文で開発した姿勢最適化がコスト的にも効率が良かったと考えられる。一方、昨今開発が進められている自動運転技術によって、ドライバが運転操作の姿勢拘束条件から解放されるような大きな場の変化を想定すれば、乗員自らがActive な方法で疲労回復することも現実的なものになると考えられる。これにより、体動を即すような新機能や多様な座り方を許容し、姿勢変化を促すことで、ドライブ全体においてトータルの疲労低減するような既存の概念を超える次世代のシートが発想される。すなわち、この要素間関係図から発想される疲労低減シートは、今後の自動運転化という乗員環境におけるパラダイムシフトに対する次世代のシート座り心地デザインに貢献する技術として、開発していくべき課題であるといえる。このような姿勢変化を含む長時間快適性を維持できるシートが今後の研究課題であり、さらに座り心地知識体系に加えていくべき知識であると考えられる。

今後は、これらの座り心地知識をさらに追加していくための研究を実施するとともに、知識体系を実際の椅子やシート設計現場で活用していただき、その効果を実証していくことが課題である。

また、本研究では、椅子およびシートの設計支援のための知識体系を既報の研究論文構築した。すなわち、知識体系は、学術研究として座り心地に着目し、形式知化された知識で構成されている。そのため、研究として発表されていない知識や研究が実施されていない地域の知識などは含まれていない。これらの知識の一例としては、坐姿勢のバリエーションを世界中で調査して整理したHewes(Hewes 1957)や歴史的背景を考察した山折(1984)、地理的文化圏について考察した井上(井

上 2000)のように文化人類学分野などで, 論文や書籍として発表されている. 今後, 座り心地のみならず, これらの姿勢に関わる知識に対象を拡大することで, さらに多様な発想や設計に適用することができると考えられる.

謝辞

本研究は、慶應義塾大学大学院理工学研究科 総合デザイン工学専攻 松岡由幸教授の御指導のもとで実施しました。私は、かつて博士課程に在籍し単位取得退学後、学位取得をせぬまま、社会人エンジニアとして生活しておりました。いつかは学位を取得したいと考えていたところ、人間工学特別講義の講師として来校した際にお声掛け頂き、その後博士課程に再入学し、松岡研究室で研究を開始するに至りました。松岡教授には、デザイン科学という私にとって全く新しい分野へ導いて頂き、研究内容に関する大変多くの御指導のみならず、研究者・教育者としてあるべき姿について御指導頂きました。松岡教授の御指導ならびに御鞭撻対して心より感謝の意を表します。

また、本論文の執筆に際し、多くの貴重な御指導・御助言を頂きました慶應義塾大学大学院理工学研究科 総合デザイン工学専攻 石上玄也准教授、同大学院理工学研究科 総合デザイン工学専攻 加藤健郎専任講師、同大学院理工学研究科 開放環境科学専攻 荻原直道教授に心より御礼申し上げます。

本論文は、椅子やシートの座り心地に関するものです。「座」の人間工学との出会いは、卒業研究室配属時に留年した私を機械工学科佐藤・山崎研究室に拾って頂き、学部3年生のまま、1989年に同期の卒論テーマに合流し、シート座り心地定量化の研究と一緒に始めたことです。そして、翌年6月の札幌での日本人間工学会全国大会で成果発表の機会を頂きました。これが研究に目覚めたきっかけで、以後、本年まで28年間、今後もライフワークとして研究し続けていきたいテーマとなりました。この世界へ導き、学部・修士・博士と長年にわたり御指導頂き、さらには日産自動車(株)に就職後に

わたっても多くの御指導を頂いた慶應義塾大学理工学部 山崎信寿名誉教授に心より感謝の意を表します。

日産自動車(株)へ就職後も、幸いにも学生時代と同様に、「座」に関する快適性を軸に長い間研究開発を続けることができました。本論文の一部は、その過程で行った研究開発に基づいています。これらの研究開発において、上司や同僚として御助言と御協力を頂いた日産自動車(株)の柳島孝幸氏(現・UD&BF 研究所)、花井利通氏、北崎智之氏(現・産業総合技術研究所)、土方俊介氏(現・カルソニックカンセイ)、江上真弘氏、加藤和人氏(現・日本発条)、鈴木章氏、永山啓樹氏(現・日産アーク)、吉澤公理氏、石渡茂樹氏に感謝の意を表します。また、学生と仕事の両立を見守って頂いた現在の人間工学実験における上司の美記陽之介氏と部下の方々にも、心より御礼申し上げます。また、シート研究を続けるにあたり、多くの情報と刺激を与え、時には励まして下さった早稲田大学人間科学部 野呂影勇名誉教授、韓国 Hongik 大 Hyung Yun Choi 教授、英国 Loughborough 大 Diane Gyi 教授など国内外の座り心地研究者、椅子およびシートメーカのエンジニアの方々に感謝の意を表します。

そして、松岡研究室へ所属してから一緒に研究を進めて頂いた有田実花子氏、金侖慧氏、社会人博士課程同期として常に刺激を与えてくれた古郡了氏、井関大介氏ほか共同研究員の皆様にも心より御礼申し上げます。

最後に、私生活において筆者を支え、見守ってくれた父 友保、母 恵美子、妻 聡子、そして彩音、和音の2人の子供達、および多くの諸先輩と友人達に心より感謝の意を表したいと思います。

2018 年 2 月 平尾章成

参考文献

- (Andersson 1974) Andersson, G. B. J., Ortengen, R., Nachemson, A. and Elfstorm, G., Lumbar disc Pressure and Myoelectric Back Muscle Activity during Sitting I. Studies on an Experimental Chair, Scandinavian Journal of Rehabilitation and Medicine, Vol.6, 104-114, 1974.
- (安藤 2005) 安藤敏弘, 藤巻吾朗, 成瀬哲哉, 板東直行, 堀部哲, 人間工学的手法による木製椅子の快適性評価と機能設計に関する研究(第7報) 重力, 圧迫, 関節角度が下肢の血行動態に与える影響, 平成 17 年度岐阜県生活技術研究所研究報告, 8, 1-6, 2005.
- (Audu 1985) Audu, M.L., Optimal control modeling of lower extremity musculoskeletal motion, Case Western Reserve University, Ph.D. Thesis, 1985.
- (Babbs 1979) Babbs, F. W., A design Layout Method for Relating Seating to the Occupant and Vehicle, Ergonomics, 22, 2, 227-234, 1979.
- (Bartelink 1957) Bartelink, D.L., The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs, Journal of Bone and Joint Surgery, 39-B, 4, 718-725, 1957.
- (Basmajian 1985) Basmajian, J.V., De Luca, C.J., Muscle Fatigue and Time-Dependent Parameters of the Surface EMG Signal, Muscles Alive Their Functions Revealed by

-
- Electromyography 5th edition, Williams & Wilkins, Baltimore, Chapter 8, 201–222, 1985.
- (Bendix 1984) Bendix, T., Seated Trunk Posture at Various Seat Inclinations, Seat Heights and Table Heights, Human Factors, 26, 6, 695–703, 1984.
- (Bo 1980) Bo, W.J., Meschan, I., Krueger, W. A., Basic atlas of cross-sectional anatomy, W.B.Sauders , 1980.
- (Branton 1969) Branton, P., Behavior, Body Mechanics and Discomfort, Ergonomics, 12, 2, 316–327, 1969.
- (Branton 1984) Branton, P., Backshapes of Seated Persons –How Close Can the Interface Be Designed?, Applied Ergonomics, 15, 2, 105–107, 1984.
- (Bridger 1988) Bridger, R. S., Postural Adaptations to Sloping Chair and Work Surface, Human Factors, 30, 2, 237–247, 1988.
- (Bridger 1989a) Bridger, R. S., Wilkinson, D., Van Houweninge, T., Hip Joint Mobility and Spinal Angles in Standing and in Different Sitting Postures, Human Factors, 31, 2, 229–241, 1989.
- (Bridger 1989b) Bridger, R. S., Eisenhart–Rothe, C. V., Henneberg. M., Effects of Seat Slope and Hip Flexion on Spinal Angles in Sitting, Human Factors, 31, 9, 679–688, 1989.
- (Brienza 1993a) Brienza, D. M., Chung, K.C., Brubaker, C. E., Kwiatkowski, R. J., Design of a Computer–Controlled Seating Surface for Research Applications, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1, 1, 63–66, 1993.
- (Brienza 1993b) Brienza, D. M., Inigo, R. M., Chung, K. C., Brubaker, C. E., Seat Support Surface Optimization Using Force Feedback, IEEE Transactions on Biomedical
-

-
- Engineering, 10, 1,95–104, 1993.
- (Brunswic 1984) Brunswic, M, Ergonomic of Seat Design, Physiotherapy, 70, 2, 40–43, 1984.
- (Bush 1995) Bush, T.R., Mills, F. T., Thakurta, K., Hubbard, R. P., Vorro, J., The Use of Electromyography for Seat Assessment and Comfort Evaluation, SAE Paper, 950143, 1995.
- (Chander 1975) Chander, R.F., Clauser, C. E., McConville, J. T., Reynolds, H. M., Young, J. W., Investigation of inertial properties of the human body, DOT-HS-017-2-315-1A (AMRL-TR-74-137), 1975.
- (Congleton 1985) Congleton, J. J., Ayoub, M. M., Smith, J. L., The Design And Evaluation of the Neutral Posture Chair for Surgeons, Human Factors, 27, 5, 589–600, 1985.
- (Corlett 1984) Corlett, E. N.,Eklund, J. A. E. , How Does a Backrest Work?, Applied Ergonomics, 15, 2,111–114, 1984.
- (Cote Gil 1989) Cote Gil, H. J., Tunes, E., Posture Recording: A Model for Sitting Posture, Applied Ergonomics, 20, 1, 53–57, 1989.
- (Crowninsheld 1978) Crowninsheld, R.D., Use of Optimization Techniques to Predict Muscle Forces, Transactions of the ASME Journal of Biomechanical Engineering, 100, 88–92, 1978.
- (Crowninsheld 1981) Crowninsheld, R.D., Brand, R. A., A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion, Journal of Biomechanics, 14, 11, 793–801, 1981.
- (da Silva 2012) da Silva, L., Ligia, S., Bortolotti, V., Campos, I. C. M., Merino, E. A. D., Comfort model for automobile seat, Work, 41, 295–302, 2012.
- (Diebschlag 1988) Diebschlag, W., Heidinger, F., Kurz, B., Heiberger, R., Recommendation for
-

-
- Ergonomic and Climatic Physiological Vehicle Seat Design, SAE Paper, 880055, 1988.
- (Donati 1984) Donati, P. M., Boldero, A. G., Whyte, R. T., Stayner, R. M., The Postural Support of Seats: A Study of Driver Preferences During Simulated Tractor Operation, *Applied Ergonomics*, 15, 1, 2-10, 1984.
- (Drury 1982) Drury, C. G., Coury, B. G., A Methodology for Chair Evaluation, *Applied Ergonomics*, 13, 3, 192-202, 1982.
- (Drury 1985) Drury, C. G., Francher, M., Evaluation of a Forward Sloping Chair, *Applied Ergonomics*, 16, 1, 41-47, 1985.
- (Eastman 1976) Eastman, M. C., Kamon, E., Posture and Subjective Evaluation at Flat and Slanted Desks, *Human Factors*, 18, 1, 15-26, 1976.
- (Ebe 2000) Ebe, K. and Griffin, M. J., Qualitative models of seat discomfort including static and dynamic factors, *Ergonomics*, 43, 6, 771-790, 2000.
- (Eklund 1987) Eklund, J.A.E., Ortengen, R., Corlett, N. E., A biomechanical model for evaluation of spinal loads in seated work, *Biomechanics*, X-B, 1169-1173, 1987
- (Fai 2007) Fai, T. C., Delbressine, F. and Rauterberg, M., Vehicle seat design: state of the art and recent development, *Proceedings World Engineering Congress 2007*, 51-61, 2007.
- (Franz 2008) Franz, M., Zenk, R., Durt, A., Vink, P., Disc Pressure Effects on the Spine, Influenced by Extra Equipment and a Massage System in Car Seats, SAE Paper, 2008-01-0888, 2008.
- (藤波 1990) 藤波浩平, 野呂影勇, VDT 作業における OA チェアの座り心地評価方法の提
-

-
- 案, 日本人間工学会関東支部第 20 回大会講演集, 156-157, 1990.
- (George C. Marshall Space Flight Center 1976) George C. Marshall Space Flight Center, Man / system requirements for weightless environments, MSFC-STD-512A, Chap.2.2, 1976.
- (Goossens 1993) Goossens, R.H.M., Sniders, C. J., Hoek van Dijke, G. A., den Ouden, A. H., A new instrument for the measurement of forces on beds and seats, Journal of Biomedical Engineering, 15, 409- 412, 1993.
- (Goossens 1995) Goossens, R.H.M., Sniders, C. J., Design criteria for the reduction of shear forces in beds and seats, Journal of Biomechanics, 28, 2, 225-230, 1995.
- (Gracovetsky 1988) Gracovetsky, S., The spinal engine, Springer-Verlag, 1988.
- (Griffin 1990) Griffin, M. J., Handbook of Human Vibration, Academic Press, 1990.
- (花井 1987) 花井利通, 松岡由幸, 安楽姿勢に関する研究, 自動車技術, 41, 11, 1275-1279, 1987.
- (花岡 1965) 花岡利昌, 栗正康子, 体圧と接触面積の変化よりみた休息椅子の坐り心地の良さの条件について, 人間工学, 2, 4, 30-38, 1965.
- (Hansson 1996) Hansson, P.A., Öberg, K. E. T., A method for computerized three-dimensional analysis of biomechanical load on a seated tractor driver, International Journal of Industrial Ergonomics, 261-268, 1996.
- (八田 1987) 八田一利, 上野義雪, 永島淑行, 自動車座席のクッション性に関する研究(第 1 報) -静的な条件における嗜好調査-, 人間工学, 23, 3, 173-180, 1987.
- (八田 1997) 八田秀雄, 乳酸, Sport Medicine Express, 6, Book House HD, 1997.
- (八田 2001) 八田秀雄, 乳酸を活かしたスポーツトレーニング, 講談社サイエンティフィク,
-

-
- 2001.
- (Hatze 1976) Hatze, H., The complete optimization of human motion, *Mathematical Bioscience*, 28, 99–135, 1976.
- (Hewes 1957) Hewes, G. W., The anthropology of posture, *Scientific American*, 196, 2, 122–132, 1957.
- (Hiemstra-van Mastrigt 2015) Hiemstra-van Mastrigt, S., Kamp, I., van Veen, S.A.T., Vink, P., Bosch, T., The influence of active seating on car passengers' perceived comfort and activity levels, *Applied Ergonomics*, 47, 211–219, 2015.
- (Hiemstra-van Mastrigt 2017) Hiemstra-van Mastrigt, S., Groenesteijn, L., Vink, P. and Kuijt-Evers, L. F. M., Predicting passenger seat comfort and discomfort on the basis of human, context and seat characteristics: a literature review, *Ergonomics*, 60, 7, 889–911, 2017.
- (平尾 1990) 平尾章成, 山崎信寿, 自動車シートの着座面形態と座り心地の関係, *人間工学*, 26, 特別号, 214–215, 1990.
- (Hirao 1996) Hirao, A. and Yamazaki, N., Estimation of internal loads on sitting posture by musculo-skeletal model, *Book of abstracts of 10th conference of the European Society of Biomechanics*, 345, 1996.
- (平尾 2001) 平尾章成, 山崎信寿, 2次元筋骨格モデルによる座位姿勢の生体内負荷推定手法, *日本機械学会論文集, C編*, 67, 661, 173–179, 2001.
- (平尾 2006) 平尾章成, 北崎智之, 山崎信寿, 生体力学的負荷に着目した疲労低減運転姿勢の開発, *自動車技術会学術講演会前刷集*, 100-06, 5–10, 2006.
- (平尾 2008a) 平尾章成, 北崎智之, 山崎信寿, 生体力学的負荷に着目した疲労低減運転姿
-

- 勢の開発, 自動車技術論文集, 39, 2, 87-92, 2008.
- (平尾 2008b) 平尾章成, 加藤和人, 北崎智之, 山崎信寿, 長時間運転時の肉体疲労の定性および定量的評価, 自動車技術論文集, 39, 2, 153-158, 2008.
- (平尾 2008c) 平尾章成, 加藤和人, 北崎智之, 山崎信寿, 多面的評価に基づく肉体疲労低減運転姿勢の提案, バイオメカニズム 19, 125-135, 2008.
- (平尾 2017) 平尾章成, 有田実花子, 金侖慧, 加藤健郎, 松岡由幸, 多空間デザインモデルに基づく座り心地研究の知識体系化 自動車助手席専用シートへの適用による有用性検証, デザイン学研究 別冊 日本デザイン学会誌 第 64 回研究発表大会概要集, 212-213, 2017.
- (平沢 1988) 平沢尚毅, 西口宏美, 平尾登美, 梶山麻美, 野呂影勇, 妊娠女性の座位姿勢について -椅子および作業台の高さの設定-, 人間工学, 24, 特別号, 292-293, 1988.
- (Holden 1988) Holden, J. M., Fernie, G., Lunau, K., Chairs for Elderly -Design Considerations, Applied Ergonomics, 19, 4, 281-288, 1988.
- (Holden 1989) Holden, J. M., Fernie, G., Specifications for a Mass Producible Static Lounge Chair for the Elderly, Applied Ergonomics, 20, 1, 39-45, 1989.
- (堀越 1991) 堀越一寿, 二上博子, 野呂影勇, VDT 作業における足浮き・足余り現象の解析, 日本人間工学会第 21 回大会講演集, 37-38, 1991.
- (池田 1981) 池田守利, 杉山一郎, 猪俣理, 深野重次郎, 室屋英幸, 動力車運転席用椅子に関する研究, 鉄道労働科学, 35, 43-48, 1981.
- (井上 2000) 井上耕一, アジアに見るあの坐り方と低い腰掛け, 丸善, 2000.
- (Institute for Consumer Ergonomics 1981) Institute for Consumer Ergonomics, Seated

-
- Anthropometry: The Problems Involved in a Large Scale Survey of Disabled and Elderly People, *Ergonomics*, 24, 11, 831-845, 1981.
- (石川 2009) 石川弘之, 本明子, 西村博之, 今井景太, 近藤哲史, 人間工学に配慮した自動車用シートパッドの評価, 福岡県工業技術センター研究報告, 19, 77-80, 2009.
- (岩崎 1988) 岩崎信也, 松岡由幸, 山ノ井利美, シート座り心地の定量化, 自動車技術, 42, 11, 1403-1408, 1988.
- (岩田 2009) 岩田洋一, 林裕介, 森田良文, 鶴飼裕之, 横山清子, 藤巻吾朗, 安藤敏弘, 白鳥彰男, 棚瀬光隆, 振動シート着座における腰部の疲労軽減効果の検証, 日本機械工学会東海支部第 58 期総会講演会講演論文集, 58, 161-162, 2009.
- (梶山 1988) 梶山麻美, 平沢尚毅, 西口宏美, 白石光昭, 野呂影勇, 妊娠女性による椅子の評価について, 人間工学, 24, 特別号, 294-295, 1988.
- (加藤 1990) 加藤力, 菅野隆夫, ダイナミックサポートチェアーの機能に関する研究, 人間工学, 26, 特別号, 118-119, 1990.
- (Kato 2006) Kato, K. and Kitazaki, S., A Study of the Change in the Driver's State due to Long Driving, *Proceedings of FISITA 2006*, F2006D146, 2006
- (桂木 1993) 桂木道裕, 諏訪敦彦, 村上聡謙, 永島淑行, 快適性向上のための最適座面形状の解析, 自動車技術会学術講演会前刷集, 936, 85-88, 1993.
- (Keegan 1953) Keegan, J. J., Alterations of the Lumbar Curve Related to Posture and Seating, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 35-A, 3, 589-603, 1953.
- (Keegan 1962) Keegan, J. J., Evaluation and Improvement of Seats, *Industrial Medicine and Surgery*, April, 137-148, 1962.
-

-
- (上篠 1982) 上篠健, シート乗心地の定量的評価法, 自動車技術, 36, 12, 1305-1310, 1982.
- (川上 2005) 川上慶, 山崎信寿, 下肢のむくみを軽減する女性用チェアの開発, 人間工学, 41, 特別号, 360-361, 2005.
- (Kawano 2005) Kawano, T., Nishida, S., Hashimoto, M., Development of Measuring Device for Lower Leg Swelling Using a Strain Gauge, JSME International Journal, Series C, 48, 4, 592-597, 2005.
- (Kayis 1999) Kayis, B., Hoang, K., Static three-dimensional modelling of prolonged seated posture, Applied Ergonomics, 30, 255-262, 1999.
- (Kitamura 2013a) Kitamura, T., Kato, T., Sato, K., Matsuoka, Y., Physiological Analysis for Universal Design of Public Seat Under Diverse Conditions, Journal of Literature and Art Studies, 3, 2, 125-136, 2013.
- (Kitamura 2013b) Kitamura, T., Kato, K., Sato, K., Matsuoka, Y., Optimization of Public Seat Functions to Assure a Comfortable Sitting Posture in Diverse Conditions, Global Journal of Researches in Engineering Mechanical and Mechanics Engineering, 13, 8, 8-17, 2013.
- (木下 2005) 木下栄蔵, 入門 AHP, 日科技連出版社, 2005.
- (木塚 2006) 木塚朝博, 木竜徹, 増田正, 佐渡山亜兵, 表面筋電図, バイオメカニズムライブラリ, 東京電機大出版局, 2006.
- (小畑 1985) 小畑広永, 関壮一, 狩野徹也, 石裕二, OA 化オフィスにおける作業椅子の傾向と生体機能研究, 人間工学, 21, 5, 245-254, 1985.
- (古賀 1995) 古賀唯夫, 身体障害者のためのイスの問題点ー車イスの場合ー, 人間工学, 21, 5, 239-243, 1985.
-

-
- (小原 1960) 小原二郎, 座の機構に関する実験的研究(その 1 体重の分布), 日本建築学会論文報告集, 66, 301-304, 1960.
- (小原 1961a) 小原二郎, 深田栄一, 野田茂, 伊達宗宏, 座の機構に関する実験的研究(第 2 報)(座の動的変形測定装置としての多次元図形シンクロスコープの試作), 日本建築学会論文報告集, 69, pp.297-300, 1961.
- (小原 1961b) 小原二郎, 三浦豊彦, 寺門弘道, 小木和孝, 室内計画の人間工学的研究(第 1 報)(Electromyogram の応用), 日本建築学会論文報告集, 69, 301-304, 1961.
- (小原 1962a) 小原二郎, 大内一雄, 寺門弘道, 室内計画の人間工学的研究(第 6 報・体圧分布図による機能判定への一試案), 日本建築学会学術講演要旨集, 261, 1962.
- (小原 1962b) 小原二郎, 寺門弘道, 鍵和田務, 野口茂, 室内計画の人間工学的研究(第 7 報・様式家具の機能的考察), 日本建築学会学術講演要旨集, 262, 1962.
- (小原 1962c) 小原二郎, 大内一雄, 野口茂, 室内計画の人間工学的研究(第 8 報・座の弾性材料の性質と機能), 日本建築学会学術講演要旨集, 263, 1962.
- (小原 1963a) 小原二郎, 寺門弘道, 大内一雄:室内計画の人間工学的研究(第 12 報・いすの支持面のプロトタイプ), 日本建築学会論文報告集, 89, 354, 1963.
- (小原 1963b) 小原二郎, 大内一雄, 寺門弘道, 室内計画の人間工学的研究(第 13 報・欧米のいすの機能的考察), 日本建築学会論文報告集, 89, 355, 1963.
- (小原 1963c) 小原二郎, 鍵和田務, 野口茂, 室内計画の人間工学的研究(第 14 報・寝台と生活機能の史的考察), 日本建築学会論文報告集, 89, 356, 1963.
- (小原 1963d) 小原二郎, 大内一雄, 寺門弘道, 室内計画の人間工学的研究(第 15 報・車柄用座席の機能), 日本建築学会論文報告集, 89, 357, 1963.
- (Kolich 2000) Kolich, M., Taboun S. M. and Mohamed, A. I., Low back Muscle Activity in an
-

-
- Automobile Seat with a Lumbar Massage System, International Journal of Occupational Safety and Ergonomics, 6, 1, 113-128, 2000.
- (Kolic 2008) Kolic, M., A conceptual framework proposed to formalize the scientific investigation of automobile seat comfort, Applied Ergonomics, 39, 15-27, 2008.
- (小松 1985) 小松謙治:座席評価に足指温度変化の利用, 鉄道労働科学, 39, 99-109, 1985.
- (近藤 1991) 近藤美由希, 宮本博幸, 山田茂, 金井浩二, 野呂影勇, 座位作業時のマイクロムーブメント, 日本人間工学会関東支部第 21 回大会講演集, 77-78, 1991.
- (Le Carpentier 1969) Le Carpentier, E. F., Easy Chair Dimensions for Comfort -A Subjective Approach, Ergonomics, 12, 2, 328-337, 1969.
- (Levine 2015) Levine, J. A., Sick of sitting, Diabetologia. 58, 8, 1751-1758, 2015.
- (レヴィン 2016) ジェイムズ・A・レヴィン, GET UP! 座りっぱなしが死を招く, 鈴木素子(訳), 角川書店, 東京, 2016.
- (Lueder 1983) Lueder, R., Seat comfort: A review of the construct in the office environment, Human Factors, 25, 6, 701-711, 1983.
- (Lueder 2004) Lueder, R., Ergonomics of seated movement a review of the scientific literature considerations relevant to the SumTM chair written for Allsteel, Humanics Ergo Systems, Inc., 1-33, 2004.
- (松岡 1986) 松岡由幸, パートナーコンフォートシートの開発, 日産技報 22, 31-37, 1986.
- (松岡 1987) 松岡由幸, 自動車用シートの座り心地分析, 日科技連官能検査シンポジウム報文集, 173-180, 1987.
- (Matsuoka 1988) Matsuoka, Y., Hanai, T., Study of comfortable sitting posture, SAE Paper, 880054, 1988.
-

-
- (Matsuoka 1994a) Matsuoka, Y., Design Factor of Automotive Seat -The Design Method of Seat (1)-, The Science of Design, 41, 3, 41-48, 1994.
- (Matsuoka 1994b) Matsuoka, Y., Physical Attributes as Design Factor of Seat -The Design Method of Seat (2)-, The Science of Design, 41, 4, 37-44, 1994.
- (松岡 1997a) 松岡由幸, 自動車用シートの定量的外観設計方法 -シート設計方法に関する一考察(3), デザイン学研究, 43, 6, 45-50, 1997.
- (松岡 1997b) 松岡由幸, 外観設計と機能設計間のサイマルティエニアス・プロセス -シート設計方法に関する一考察(4), デザイン学研究, 44, 1, 33-42, 1997.
- (松岡 1997c) 松岡由幸, 構成要素の標準化とそれに基づく設計プロセス -シート設計方法に関する一考察(5), デザイン学研究, 44, 2, 1-8, 1997.
- (松岡 1997d) 松岡由幸, 新構造の製品における設計プロセス -シート設計方法に関する一考察(6), デザイン学研究, 44, 2, 9-18, 1997.
- (松岡 2001a) 松岡由幸, 庭野敦也, 森田敦, 尻滑り力の力学シミュレーションを用いたシートスウィング機構の設計, デザイン学研究, 47, 5, 65-72, 2001.
- (松岡 2001b) 松岡由幸, 庭野敦也, 大原侑也, 多様場対応型ロバスト設計方法の構築 -鉄道車両用シートスウィング機構の設計を事例として, デザイン学研究, 47, 5, 73-82, 2001.
- (松岡 2002a) 松岡由幸, 森田敦, 安楽姿勢確保に対してロバスト性を有するシート機構の選定と最適化, デザイン学研究, 49, 3, 69-76, 2002.
- (松岡 2002b) 松岡由幸, 山下太一, 北村武士, 多様場におけるシートスウィング機構の皮膚血流量への影響, デザイン学研究, 49, 1, 93-102, 2002.
- (松岡 2008) 松岡由幸 編, デザインサイエンス 未来創造の”六つ”の視点” (2008), 丸善.
-

-
- (松岡 2013) 松岡由幸 編, M メソッド 多空間のデザイン思考 (2013), 近代科学社.
- (三家 2004) 三家礼子, ファジィ推論を応用した椅子の座り心地予測システムの構築, 早稲田大学大学院人間科学研究科 博士(人間科学)学位論文, 2004.
- (Mount 2003) Mount F. E., Whitmore M. and Stealey, S. L.: Evaluation of Neutral Body Posture on Shuttle Mission STS-57 (SPACEHAB-1), NASA TM-2003-104805, P.2, 2003.
- (Nachemson 1960) Nachemson, A, Lumbar Intradiscal Pressure, Acta Orthopaedica Scandinavica, 43, Supplement, 1-104, 1960.
- (Naddeo 2016) Naddeo, A., Califano, R., Cappetti, N. and Vallone, M., The effect of external and environmental factors on perceived comfort: the car-seat experience, Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Europe Chapter 2015 Annual Conference, 291-308, 2016.
- (永島 1989) 永島淑行, 着座姿勢と体圧分布の測定・評価, 第5回シート技術研究発表会講演資料, 1-4, 1989.
- (永島 1991) 永島淑行, シートの快適性向上技術について, 自動車技術, 45, 12, 78-82, 1991.
- (中田 1991) 中田守, 佐藤真一, 平尾章成, 山崎信寿, 永島淑行, 自動車シートの座り心地に及ぼす身体背面形状と着座面形態の影響, 人間工学, 27, 特別号, 276-277, 1991.
- (中根 1998) 中根英雄, 新規精神的ストレス指標としての唾液中クロモグラニン A, 豊田中央研究所 R&D レビュー, 34, 3, 17-22, 1998.
- (Nemeth 1985) Nemeth, G., Ohlsén, H., In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion, Journal of Biomechanics, 18, 2, 129-140, 1985.
-

-
- (錦織 1984) 錦織努, 松橋和裕, 快適性とシート, マツダ技報, 2, 32-38, 1984.
- (西松 2004) 西松豊典, 高橋知也, 金井博幸, 石澤広明, 松本陽一, 鳥羽栄治, 表皮布とシートパッドの組み合わせが自動車シートの座り心地に及ぼす影響, 繊維機械学会誌, 57, 7, 47-52, 2004.
- (西松 2010) 西松豊典, 金井博幸, 西岡孝彦, 木村裕和, 山本貴則, 座部パッド硬度が自動車シートの「座り心地」に及ぼす影響, 繊維学会誌, 66, 1, 20-25, 2010.
- (西村 1989) 西村浩二, シート乗心地評価, 日科技連官能検査シンポジウム報文集, 183-188, 1989.
- (野口 1985) 野口正孝, 自動車用シートの柔らかさの好みに関する調査, 千葉工業大学研究報告(理工編), 31, 163-167, 1985.
- (野呂 1991) 野呂影勇, 武岡元, パーティシパトリ・エルゴノミクス -よい椅子にめぐり会いたい-, 日本人間工学会関東支部第 21 回大会講演集, 149-150, 1991.
- (岡 2013) 岡浩一郎, 杉山岳巳, 井上茂, 柴田愛, 石井香織, Owen, N., 座位行動の科学 -行動疫学の枠組みの応用-, 日本健康教育学会誌, 21, 2, 142-153, 2013.
- (大廣 1989) 大廣保行, 椅子のデザイン小史様式からポストモダンへ, 鹿島出版会 SD 選書, 鹿島出版会, 東京, 1989.
- (大内 1964) 大内一雄, 小原二郎, 室内計画の人間工学的研究第 18 報・立位作業域の筋電図による一考察, 日本建築学会論文報告集, 103, 339, 1964.
- (大内 1969) 大内一夫, 林喜男, シートのクッション性能に関する研究, 人間工学, 5, 4, 251-255, 1969.
- (Owen 2009) Owen, N., Bauman, A., Brown, W., Too Much Sitting: A Novel and Important Predictor of Chronic Disease Risk?, British Journal of Sports Medicine, 43, 81-
-

-
- 83, 2009.
- (Park 1997) Park, S.J., Kim, C., The Evaluation of Seating Comfort by the Objective Measures, SAE Paper, 970595, 1997.
- (Pottier 1969) Pottier, M., Dubreuil, A., Monod, H., The Effects of Sitting Posture on the Volume of the Foot, *Ergonomics*, 12, 5, 753–758, 1969.
- (Pintar 1992) Pintar, F.A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., Sances, A., Jr., Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments, *Journal of Biomechanics*, 25, 1351–1356, 1992 .
- (Reynolds 1986) Reynolds, H. M., Hubbard, R. P., Old Problems and New Approaches in Seating Biomechanics, Passenger Comfort Convenience Safe Test Tools Procedure, 35–40, 1986.
- (Reed 1998) Reed, M. P., Statistical and biomechanical prediction of automobile driving posture, Ph.D. Thesis, University of Michigan, 1998.
- (Reed 1999) Reed, M. P., Manary, M. A., Flannagan, C. A. C., Schneider, L. W., Automobile Occupant Posture Prediction for Use with Human Models, SAE Paper, 1999-01-0966, 1999.
- (Robbins 1983) Robbins, D. H., Schneider, L. W., Snyder, R. G., Pflug, M., Haffner, M., Seated Posture of Vehicle Occupants, SAE Paper, 831617, 1983.
- (佐々木 1994) 佐々木貴弘, 青島圭吾, 山崎信寿, 可変ばね式実験椅子の開発, *人間工学*, 30, 特別号, 312–313, 1994.
- (佐々木 1994) 佐々木貴弘, 山崎信寿, 岡本宏司, 川口真澄, 美容椅子カット姿勢の快適化, *日本人間工学会第24回関東支部会講演集*, 100–101, 1994.
-

-
- (佐藤 1982) 佐藤英哉, ヨーロッパからみたシートデザインの動向, 自動車技術, 36, 9, 1004-1007, 1982.
- (佐藤 1985) 佐藤方彦, 人はなぜヒトか, 講談社ブルーバックス, 講談社, 東京, 1985.
- (佐藤 1991) 佐藤真一, 中田守, 平尾章成, 山崎信寿, 永島淑行, 自動車シートの座り心地に及ぼす体表面変形特性と着座面形態の影響, 人間工学, 27, 特別号, 278-279, 1991.
- (Seireg 1989) Seireg, A., Arvikar, R., Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sports, Hemisphere Publishing, 1989.
- (Shackel 1969) Shackel, B. ., Chisey, K. D., Shipley, P., The Assessment of Chair Comfort, Ergonomics, 12, 2, 269-306, 1969.
- (Shao 1990) Shao, W., Zhou, Y., Design Principle of Wheeled-Tractor Driver-Seat Static Comfort, Ergonomics, 33, 7, 959-965, 1990.
- (白石 1989) 白石光昭, 上野義雪, 身体のゆらぎによるいすの支持条件と評価, 人間工学, 25, 特別号, 202-203, 1989.
- (Sheridan 1991) Sheridan, T.B., Meyer, J. E., Roy, S. H., Decker, K. S., Yanagishima, T. and Kishi, Y., Physiological and psychological evaluations of driver fatigue during long term driving, SAE Paper, 910116, 1991.
- (Social Media Research Foundation 2017) <https://www.smrfoundation.org/nodexl/documentation/>
2017.12.23 アクセス
- (Soderberg 1986) Soderberg, G. L., Blanco, M. K. ,Cosentino. T. L., Kurdelmeier, K. A., An EMG Analysis of Posterior Trunk Musculature During Flat and Anteriorly Inclined Sitting, Human Factors, 28, 4, 483-491, 1986.
-

-
- (Son 1988) Son, K., Miller, J. A. A., Schultz, A. B., The mechanical role of the trunk and lower extremities in a seated weight-moving task in the sagittal plane, Transactions of ASME Journal of Biomechanical Engineering, 110, 1988.
- (寿美田 1987) 寿美田与市, 工業デザインにおける使い勝手の探求と展開, 人間工学, 23, 2, 65-71, 1987.
- (多田 1991) 多田実, 西松豊典, 鳥羽栄治, 自動車運転座席の形状と座り心地評価との関係, 繊維学会誌, 55, 9, 432-439, 1991.
- (高山 2001) 高山典大, 前方注視のみを条件とする快適運転姿勢, 慶應義塾大学理工学研究科生体医工学専攻 修士論文, 2001.
- (武岡 1991) 武岡元, 藤多健史, 山田茂, 野呂影勇, オフィスチェアー最適使用の研究, 人間工学, 27, 特別号, 274-275, 1991.
- (寺門 1964) 寺門弘道, 小原二郎:室内計画の人間工学的研究第 17 報・事務用家具の機能調査, 日本建築学会論文報告集, 103, 338, 1964.
- (辻 1977) 辻平吾, 尾林隆夫, シートの乗心地評価法について, 自動車技術, 31, 7, 643-647, 1977.
- (辻村 1980) 辻村玄俊, 上篠健, 前田公三, 永島淑行, シート乗心地向上の研究, 日産技報, 16, 100-107, 1980.
- (鶴岡 1985) 鶴岡功, 橋本直朋, 坂本砂希子, シート座り心地性能の定量化, マツダ技報, 3, 95-103, 1985.
- (寺内 1989) 寺内達也, 山崎信寿, 自動車シートの着座面形態計測 -ランバーサポートの評価-, 人間工学, 25, 特別号, 190-191, 1989.
- (Thomas 1975) Thomas, J.R., Cotten, D.J., Spieth, W.R., Abraham, N.L., Effects of Fatigue on
-

-
- Stabilometer Performance and Learning of Males and Females, *Medicine Science Sports*, 7, 3, 203–206, 1975.
- (Traster 1987) Traster, D., Marras, W. S., Measurement of Seat Pressure Distributions, *Human Factors*, 29, 5, 563–575, 1987.
- (上野 1988) 上野義雪, 飯沢忠敏, 自動車シートの機能性向上に関する研究 – 殿部・腰部支持の補助具の提案 –, *人間工学*, 24, 特別号, 262–263, 1988.
- (梅原 1992) 梅原新司, 浅野聡, 鐙邦芳, 金田清志, 但野茂, 前方–後方屈曲時におけるヒト L4–5 脊椎機能単位の剛性特性と後方要素の構造効果, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 14, 247–251, 1992.
- (Van Eck 2014) Van Eck, N.J., Waltman, L., CitNetExplorer: A new software tool for analyzing and visualizing citation networks. *Journal of Informetrics*, 8, 4, 802–823, 2014.
- (Varela 2017) Varela, M., Gyi, D. E., Mansfield, N. J., Picton, R., Hirao, A., Designing movement into automotive seating – does it improve comfort?, *Proceedings of 1st First International Comfort Congress (2017)*, USB 3A–6, 1–8.
- (Verbeek 1991) Verbeek, J., The Use of Adjustable Furniture: Evaluation of an Instruction Programme for Office Workers, *Applied Ergonomics*, 22, 3, 179–184, 1991.
- (Vink 2004) Vink, P., de Looze, M. P. and Kuijt–Evers, L. F. M., Chapter 2 Theory of Comfort, Vink P. (Eds), *Comfort and Design Principles and Good Practice*, CRC Press, 2004.
- (Vos 2006) Vos, G. A., Congleton, J. J., Moore, J. S., Amendola, A. A. and Ringer, L., Postural versus chair design impacts upon interface pressure, *Applied Ergonomics*, 37, 5, 619–628, 2006.
-

-
- (和久 1988) 和久慎一郎, 寺内達也, 山崎信寿, 着座姿勢における殿部無負荷自然形状の計測, 第9回バイオメカニズム学術講演会予稿集, 131-134, 1988.
- (White III 1990) White III, A.A., Panjabi, M. M., Clinical biomechanics of the spine, J.B. Lippincott, 1990.
- (Wotzka 1969) Wotzka, G., Grandjean. E, Burandt, U., Kretzschmar, H ., Leonhard, T., Investigations for the Development of an Auditorium Seat, Ergonomics, 12, 2, 182-197, 1969.
- (呉 1991) 呉奇動, 金井浩二, 山田茂, 近藤美由希, 宮本博幸, 野呂影勇, 骨盤傾斜角度計測方法の開発, 日本人間工学会関東支部第21回大会講演集, 69-70, 1991.
- (Yamada 1973) Yamada, H., Strength of biological materials, R. E.Krieger Publishing, 1973.
- (山本 1987) 山本敏雄, 椅子の主観評価, 人間工学, 23, 特別号, 62-63, 1987.
- (山折 1984) 山折哲雄, 坐の文化論, 講談社学術文庫, 665, 1984.
- (山内 1985) 山内陸平, 椅子と掛心地－人間工学的側面の多様性－, 人間工学, 21, 5, 233- 238, 1985.
- (山崎 1982) 山崎和秀, 小林一朗, 三瓶栄, 西本幸雄, 倉又哲夫:乗心地評価法の研究, 鉄道労働科学, 36, 57-73, 1982.
- (山崎 1985) 山崎信寿, 三次元座面形態計測センサの開発, 人間工学, 21, 特別号, 166-167, 1985.
- (山崎 1988) 山崎信寿, 椅子の座り心地に対する生体力学的評価, バイオメカニズム, 9, 東大出版会, 151-162, 1988.
- (山崎 1990) 山崎信寿, 永島淑行, 柳島孝幸, 自動車用シートの座り心地解析－着座の実
-

-
- 姿勢計測による-, 自動車技術会学術講演会前刷集, 902, 1425-1427, 1990.
- (山崎 1992) 山崎信寿, 小林大樹, 久保敏彦, 永島淑行, 貴志陽一, 殿部感覚感度の計測と着座姿勢への影響, 人間工学, 28, 特別号, 178-179, 1992.
- (Yamazaki 1992) Yamazaki, N., Analysis of Sitting Comfortability of Driver's Seat by Contact Shape, Ergonomics, 35, 5/6, 677-692, 1992.
- (山崎 1997) 山崎信寿, 佐々木貴弘, 相澤淳平, 個別適合条件の探索を目的とした可変クッション椅子の開発, 人間工学, 33, 4, 211-218, 1997.
- (Yu 1988) Yu, C. Y., Keyserling, W. M., Chaffin, D. B., Development of a Work Seat for Industrial Sewing Operations: Results of a Laboratory Study, Ergonomics, 31, 12, 1765-1786, 1988.
- (Yu 1989) Yu, C. Y., Keyserling, W. M., Evaluation of a New Work Seat for Industrial Sewing Operations, Applied Ergonomics, 20, 1, 17-25, 1989.
- (財団法人姿勢研究所 1969) 財団法人姿勢研究所, 椅子・テーブルの研究, 姿勢と生活, 姿勢研究所, 東京, 1969.

著者論文目録

1. 原著論文

- 1) 平尾章成, 有田美花子, 金侖慧, 松岡由幸, 多空間デザインモデルに基づく座り心地研究の体系的分析, 日本機械学会論文集, 83(853), [DOI:10.1299/transjsme.17-00090], pp.1-11, 2017.
- 2) 石渡茂樹, 吉澤公理, 平尾章成, 江上真弘, 体幹部支持を考慮した疲れにくいシートの開発, 自動車技術会論文集, 44(2), pp.647-652, 2013.
- 3) Hirao, A., Kato, K., Kitazaki, S., Yamazaki, N., Evaluations of physical fatigue during long-term driving with a new driving posture, SAE Transactions Journal of Passenger Cars: Mechanical Systems, V116-6, pp.69-76, 2008.
- 4) 平尾章成, 北崎智之, 山崎信寿, 生体力学的負荷に着目した疲労低減運転姿勢の開発, 自動車技術会論文集, 39(2), pp.87-92, 2008.

2. その他の原著論文

- 1) 平尾章成, Choi, H.Y., Han, M., 松岡久祥, 筋による能動的姿勢制御を考慮した乗り心地解析のための乗員挙動予測モデルの開発, 自動車技術会論文集, 48, 2018, 投稿中.
- 2) Varela, M., Gyi, D.E., Mansfield, N. J., Picton, R., Hirao, A., Furuya, T., Engineering movement into automotive seating: is the driver more comfortable and refreshed?, Applied Ergonomics, 2018, Submitted.
- 3) 中村美和, 中島洋幸, 平尾章成, 美記陽之介, 人間特性と感性を考慮した情報提示音の開発,

- 自動車技術会論文集, 48(2), 2018, 掲載決定.
- 4) 中村美和, 中島洋幸, 平尾章成, 美記陽之介, ステアリング振動を用いた警報情報提示技術の開発, 自動車技術会論文集, 47(2), pp. 445-450, 2017.
- 5) 松下詩穂, 五十嵐智貴, 杉山央, 平尾章成, 美記陽之介, 人間工学的要因を考慮したステアリングホイール固定型パドルシフトの開発, 自動車技術会論文集, 47(2), pp. 451-456, 2017.
- 6) 林祐一郎, 長谷和徳, 竹原昭一郎, 鳥垣俊和, 平尾章成, 工藤義弘, 山本祐輔, 自動車乗員の横方向運動時に生じる過渡的身体挙動解析, 日本機械学会論文集, 81(831), pp.1-17, 2015.
- 7) 高松敦, 平尾章成, 永山啓樹, 江上真弘, オットマンを使用した場合の快適な下肢姿勢とその要件の解析, 自動車技術会論文集, 41(4), pp.921-926, 2010.
- 8) 平尾章成, 加藤和人, 北崎智之, 山崎信寿, 多面的評価に基づく肉体疲労低減運転姿勢の提案, バイオメカニズム 19, pp.125-136, 2008.
- 9) 平尾章成, 加藤和人, 北崎智之, 山崎信寿, 長時間運転時の肉体疲労の定性および定量的評価, 自動車技術会論文集, 39(4), pp.153-158, 2008.
- 10) 平尾章成, 山崎信寿, 2次元筋骨格モデルによる座位姿勢の生体内負荷推定手法, 日本機械学会論文集(C 編), 67(661), pp.173-179, 2001.

3. 国際会議論文

- 1) Han, M.*, Choi, H. Y., Hirao, A., Kirschbicher, S., Assessment of Ride Quality at Lane Change Maneuver Using Virtual Human Driver Model, Japanese Modelica Conference 2018, 2018.5, Tokyo, Proceedings of Japanese Modelica Conference 2018, 2018, Submitted.
- 2) Hirao, A.*, Choi, H. Y., Han, M., Matsuoka, H., Virtual Occupant Model with Active Joint Torque Control for Muscular Reflex, SAE World Congress 2018, 2018.4, Detroit, MI, USA, SAE Paper,

2018-01-1316, 2018, Accepted.

- 3) **Hirao, A.***, Arita, M., Kim, Y., Matsuoka, Y., A systematic analysis of seating research knowledge based on Multispace design model, 2017.6.7, Salerno, Italy, The 1st International Comfort Congress, Proceedings of 1st First International Comfort Congress (USB), 1A-3, pp.1-8, 2017.
- 4) **Hirao, A.***, Ishiwata, S., Yoshizawa, N., Egami, M., Development of automobile seat for fatigue reduction focused on biomechanical loads, 2017.6.8, Salerno, Italy, The First International Comfort Congress, Proceedings of 1st First International Comfort Congress (USB), 3A-1, pp.1-8, 2017.
- 5) Takahashi, S. *, Gwak, J., Shino, M., **Hirao, A.**, Driver Monitoring Based on Facial Expression Images and Physiological Indices with Changes in Arousal Level, Fourth International Symposium on Future Active Safety Technology Toward zero traffic Accidents (FAST-zero '17), 2017.9.21, Nara, Japan, Proceedings of Fourth International Symposium on Future Active Safety Technology Toward zero traffic Accidents (FAST-zero '17), 20174685, 2017.
- 6) Varela, M.* , Gyi, D.E., Mansfield, N. J., Picton, R., **Hirao, A.**, Designing movement into automotive seating – does it improve comfort?, 2017.6.8, Salerno, Italy, The First International Comfort Congress, Proceedings of 1st First International Comfort Congress (USB), 3A-6, pp.1-8, 2017.
- 7) Choi, H. Y.*, Han, M., **Hirao, A.**, Matsuoka, H., Virtual Occupant Model for Riding Comfort Simulation, the 12th International Modelica Conference, 2017.5, Prague, Proceedings of the 12th International Modelica Conference, pp.27-34, 2017.
- 8) Hayashi, Y.*, Hase, K., Takehara, S., Torigaki, T., **Hirao, A.**, Yamamoto, Y., Quantitative biomechanics analysis of transient body behavior during lateral-directional motion of vehicle occupant, The 37th Annual International Conference of the IEEE Conference on Robotics and Biomimetics, 2015.12.6-9, Zhuhai, China, Proceedings of 2015 IEEE Conference on Robotics and

Biomimetics, pp.2133-2138, 2015.

- 9) **Hirao, A.***, Kato, K., Kitazaki, S., Yamazaki, N., Evaluations of physical fatigue during long-term driving with a new driving posture, SAE World Congress 2007, 2007.4, Detroit, MI, USA, SAE Paper, 2007-01-0348, 2007.
- 10) **Hirao, A.***, Kitazaki, S., Yamazaki, N., Development of a new driving posture focused on biomechanical loads, SAE 2006 World Congress, 2006.4, Detroit, MI, USA, SAE Paper, 2006-01-1302, 2006.

4. その他の国際会議発表

- 1) Varela, M.*, Gyi, D., Mansfield, N., Picton, R., **Hirao, A.**, Furuya, T., Exploring seat movement while vehicle driving - what do drivers think?, The 9th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics (AHFE 2018) and the Affiliated Conferences, 2018/7/22-26, Orland, U.S.A., 2018, Abstract accepted.
- 2) Oi, H.*, **Hirao, A.**, Yamamoto, D., Effects and evaluations of heated seats, Fifth International Conference on Human - Environment System (ICHES 2016 Nagoya) Workshop 2: Vehicle environment, 2016.10.30, Nagoya, Japan, Proceedings (USB), 2016.
- 3) **Hirao, A.***, Yamazaki N., Synthesis of Sitting Posture by Musculo-skeletal model, Fifth International Scientific Conference of Work with Display Units, 1997.11, Tokyo, Japan, Proceedings of Fifth International Scientific Conference of Work with Display Units, pp.33-34, 1997.
- 4) **Hirao, A.***, Yamazaki N., Biomechanical Criteria for Determination of Sitting Posture, XVIth Congress of the International Society of Biomechanics, 1997.9, Tokyo, Japan, Book of Abstracts of XVIth Congress of the International Society of Biomechanics, p.14, 1997.

- 5) Hirao, A.*, Yamazaki N., Estimation of Internal Loads on Sitting Posture by Musculo-Skeletal Model, 10th Conference of the European Society of Biomechanics, 1996.6, Leuven, Belgium, Book of Abstracts of 10th Conference of the European Society of Biomechanics, p.345, 1996.

5. 国内学会発表

- 1) 平尾章成*, 有田実花子, 金侖慧, 加藤健郎, 松岡由幸, 多空間デザインモデルに基づく座り心地研究の知識体系化 自動車助手席専用シートへの適用による有用性検証, 第 64 回日本デザイン学会春季研究発表大会, 2017.7, 東京, デザイン学研究 別冊 日本デザイン学会誌 第 64 回研究発表大会概要集, pp.212-213, 2017.
- 2) 平尾章成*, 有田実花子, 金侖慧, 松岡由幸, 多空間デザインモデルに基づく座り心地研究の体系的分析, 日本機械学会 第 26 回設計工学・システム部門講演会, 2016.10, 横浜, 日本機械学会 第 26 回設計工学・システム部門講演会講演論文集 (USB), 2120, pp.1-8, 2016.
- 3) 石渡茂樹*, 吉澤公理, 平尾章成, 江上真弘, 体幹部支持を考慮した疲れにくいシートの開発, 自動車技術会 2012 年春季大会, 2012.5, 横浜, 自動車技術会学術講演会前刷集, No.7-12, pp.13-18, 2012.
- 4) 平尾章成*, 加藤和人, 北崎智之, 山崎信寿, 長時間運転時の肉体疲労の定性および定量的評価, 自動車技術会 2007年秋季大会, 2007.10, 京都, 自動車技術会学術講演会前刷集, No.138-07, pp.1-6, 2007.
- 5) 平尾章成*, 加藤和人, 北崎智之, 山崎信寿, 生体力学的負荷に着目した疲労低減運転姿勢の開発と評価, 第 20 回バイオメカニズム・シンポジウム, 2006.8, つくば, 第 20 回バイオメカニズム・シンポジウム前刷, pp.279-290, 2007.
- 6) 平尾章成*, 北崎智之, 山崎信寿, 生体力学的負荷に着目した疲労低減運転姿勢の開発, 自動

-
- 車技術会 2006 年秋季大会, 2006.9, 札幌, 自動車技術会学術講演会前刷集, No.100-06, pp.5-10, 2006.
- 7) 平尾章成*, 山崎信寿, 座位姿勢における生体内負荷と快適性の関係, 日本人間工学会第 37 回大会, 1996.5, 所沢, 人間工学, 32(特別号), pp.94-95, 1996.
- 8) 平尾章成*, 山崎信寿, 座位姿勢の生体力学的決定基準, 第 16 回バイオメカニズム学術講演会, 1995.11, 大阪, 第 16 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.67-70, 1995.
- 9) 平尾章成*, 山崎信寿, 精密体幹モデルを用いた着座姿勢の生体力学的評価手法, 第 14 回バイオメカニズム学術講演会, 1993.10, 名古屋, 第 14 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.15-18, 1993.
- 10) 平尾章成*, 山崎信寿, 着座時の体幹負荷推定手法, 日本人間工学会第 22 回関東支部大会, 1992.12, 東京, 1992 年度日本人間工学会第 22 回関東支部大会講演集, p.137, 1992.

6. その他の国内学会発表

- 1) 高橋昭彦*, 佐藤稔久, 北崎智之, 平尾章成, 高度運転支援システムの理解度がドライバのシステム受容に与える影響の実環境評価, 自動車技術会 2018 年春季大会, 2018.5, 横浜, 2018, 発表予定.
- 2) Choi, H. Y.*, Han, M., Hirao, A., Analysis and discussion on human subject excitation tests - Transnational and rotational excitation, 自動車技術会 2018 年春季大会, 2018.5, 2018 発表予定.
- 3) 平尾章成*, Choi, H.Y., Han, M., 松岡久祥, 筋による能動的姿勢制御を考慮した乗り心地解析のための乗員挙動予測モデルの開発, 自動車技術会 2017 年秋季大会, 2017.10, 大阪, 自動車技術会 2016 年秋季大会学術講演予稿集 No.171-17 (CD-ROM), pp.1592 -1597, 2017.
- 4) 中村美和*, 中島洋幸, 平尾章成, 美記陽之介, 人間特性と感性を考慮した情報提示音の開発,

-
- 自動車技術会 2017 年秋季大会, 2017.10, 大阪, 自動車技術会 2016 年秋季大会学術講演予稿集 No.132-17 (CD-ROM), pp.586 -591, 2017.
- 5) 中村美和, 中島洋幸, 平尾章成*, 美記陽之介, ステアリング振動を用いた警報情報提示技術の開発, 自動車技術会 2016 年秋季大会, 2016.10, 札幌, 自動車技術会 2016 年秋季大会学術講演予稿集 No.1-117 (CD-ROM), pp.503-509, 2016.
- 6) 松下詩穂*, 五十嵐智貴, 杉山央, 平尾章成, 美記陽之介, 人間工学的要因を考慮したステアリングホイール固定型パドルシフトの開発, 自動車技術会 2016 年秋季大会, 2016.10, 札幌, 自動車技術会 2016 年秋季大会学術講演予稿集 No.1-117 (CD-ROM), pp.509-515, 2016.
- 7) 平尾章成*, 山本大輔, シート温熱快適性評価ダミーの開発, 自動車技術会 2015 年秋季大会, 2015.10, 北九州, 自動車技術会 2015 年秋季大会学術講演予稿集, pp.1350-1353, 2015.
- 8) 工藤義弘*, 長谷和徳, 林祐一郎, 竹原昭一郎, 平尾章成, 鳥垣俊和, 眼球運動モデルと全身運動生成モデルとの融合, 日本人間工学会第 56 回大会, 2015.6, 東京, 人間工学, 51(特別号), pp.302-303, 2015.
- 9) 高松敦*, 吉澤公理, 平尾章成, 江上真弘, 幅広い体格の乗員に適合したシートクッション特性の検討, 自動車技術会 2015 年秋季大会, 2013.10, 名古屋, 自動車技術会学術講演会前刷集, No.105-13, pp.1-6, 2013.
- 10) 吉澤公理*, 高橋美晴, 平尾章成, 江上真弘, 近藤徳彦, 快適なキャビンを実現するための評価指標の開発, 自動車技術会 2010 年秋季大会, 2010.9, 北九州, 自動車技術会学術講演会前刷集, No.104-10, pp.7-12, 2010.
- 11) 高松敦*, 平尾章成, 永山啓樹, 江上真弘, オットマンを用いた乗員快適姿勢の支持条件, 自動車技術会 2009 年秋季大会, 2009.10, 仙台, 自動車技術会学術講演会前刷集, No.140-09, pp.13-18, 2009.
-

- 12) 平尾章成*, 山崎信寿, 自動車の人間工学的評価のための座位姿勢推定手法, 第 22 回バイオメカニズム学術講演会, 2001.11, 横浜, 第 22 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.131-132, 2001.
- 13) 平尾章成*, 土方俊介, 江上真弘, 貴志陽一, 花井利通, 身体形態を考慮した座位姿勢の適合性評価指標, 日本人間工学会第 40 回大会, 1999.5, 大阪, 人間工学, 35(特別号 2), pp.370-371, 1999.
- 14) 平尾章成*, 土方俊介, 江上真弘, 貴志陽一, 花井利通, 実用型姿勢形態適合性評価システムの開発, 日本人間工学会第 40 回大会, 1999.5, 大阪, 人間工学, 35(特別号 2), pp.380-381, 1999.
- 15) 相沢淳平*, 平尾章成, 山崎信寿, 背面形状計測装置の開発と評価, 日本人間工学会第 39 回大会, 1998.5, 藤沢, 人間工学, 34(特別号), pp.350-351, 1998.
- 16) 岩田幸士*, 安孫子祐介, 平尾章成, 山崎信寿, 超音波画像による腰部脊柱曲線の計測, 日本人間工学会第 38 回大会, 1997.5, 福岡, 人間工学, 33(特別号), pp.192-193, 1997.
- 17) 相沢淳平*, 加藤洋, 平尾章成, 山崎信寿, 可変ばね式実験椅子を用いた自動車後部座席適合条件の提案, 日本人間工学会第 37 回大会, 1996.5, 所沢, 人間工学, 32(特別号), pp.60-61, 1996.
- 18) 藤田慶人*, 倉谷泰孝, 鈴川智徳, 平尾章成, 山崎信寿, 佐藤晴彦, 身体支持力と姿勢計測に基づく自動車シート・操作系配置の検討, 日本人間工学会第 34 回大会, 1993.5, 名古屋, 人間工学, 29(特別号), pp.516-517, 1993.
- 19) 藤田慶人*, 平尾章成, 山崎信寿, 佐藤晴彦, 自動車シート着座姿勢の計測と個人要因の検討, 日本人間工学会第 33 回大会, 1992.5, 大阪, 人間工学, 28(特別号), pp.240-241, 1992.
- 20) 中田守*, 佐藤真一, 平尾章成, 山崎信寿, 永島淑行, 貴志陽一, 自動車シートの座り心地に

- 及ぼす身体背面形状と着座面形態の影響, 日本人間工学会第 32 回大会, 1991.6, 千葉, 人間工学, 27(特別号), pp.276-277, 1991.
- 21) 佐藤真一*, 中田守, 平尾章成, 山崎信寿, 永島淑行, 貴志陽一, 自動車シートの座り心地に及ぼす体表面変形特性と着座面形態の影響, 日本人間工学会第 32 回大会, 1991.6, 千葉, 人間工学, 27(特別号), pp.278-279, 1991.
- 22) 平尾章成*, 山崎信寿, 自動車シートの着座面形態と座り心地の関係, 日本人間工学会第 31 回大会, 1990.6, 札幌, 人間工学, 26(特別号), pp.214-215, 1990.

付録 -AHP 分析結果

第7章で述べた STAGEI, STAGEII, STAGEIII の AHP で得られた分析結果を表付-1～3 に示す.

表付-1 STAGE I のAHP 分析結果

| | 程よいまわ さである | 適度な反発 性がある | ゆったり感が ある | 体圧分散性 がいい | 原すべりをし ない | 背ズレしない | 体に適合し ている | サポート性が ある | 快適な姿勢 をとることができる | 身体的負担 が少ない | 姿勢の自由 度が高い (既存の助 手席で想定 される静的 姿勢) | 蒸れにくい | 放熱性が常 に高い | 通気性がいい | 適度な温度 感である | 振動吸収性 が高い | 振動減衰性 が高い | 手触り感が 良い |
|--------------|---------------|---------------|--------------|--------------|--------------|--------|--------------|--------------|--------------------|---------------|---|--------|--------------|--------|---------------|--------------|--------------|-------------|
| λ | 15.000 | 15.000 | 15.389 | 15.773 | 15.000 | 15.015 | 15.773 | 15.190 | 15.809 | 15.000 | 15.413 | 15.000 | 15.000 | 15.000 | 15.000 | 15.000 | 15.000 | 15.000 |
| C.I. | 0.000 | 0.000 | 0.028 | 0.055 | 0.000 | 0.001 | 0.055 | 0.014 | 0.058 | 0.000 | 0.029 | 0.000 | 0.000 | 0.000 | 0.000 | 0.000 | 0.000 | 0.000 |
| 足元スペース調整機能 | 0.053 | 0.053 | 0.191 | 0.022 | 0.032 | 0.032 | 0.022 | 0.032 | 0.025 | 0.043 | 0.156 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| 後傾姿勢対応機能 | 0.053 | 0.053 | 0.162 | 0.022 | 0.032 | 0.032 | 0.022 | 0.032 | 0.163 | 0.043 | 0.222 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| ヘッドレスト上下調整機能 | 0.053 | 0.053 | 0.035 | 0.097 | 0.032 | 0.032 | 0.097 | 0.032 | 0.025 | 0.043 | 0.137 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| 姿勢ズレ防止機能 | 0.053 | 0.022 | 0.035 | 0.022 | 0.161 | 0.162 | 0.022 | 0.032 | 0.172 | 0.043 | 0.031 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| 左右方向姿勢保持機能 | 0.053 | 0.053 | 0.035 | 0.136 | 0.161 | 0.162 | 0.136 | 0.171 | 0.132 | 0.043 | 0.031 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| ヘッドレスト左右保持機能 | 0.053 | 0.053 | 0.035 | 0.097 | 0.032 | 0.032 | 0.097 | 0.136 | 0.116 | 0.043 | 0.031 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| 体型適合機能 | 0.053 | 0.053 | 0.035 | 0.160 | 0.161 | 0.162 | 0.160 | 0.032 | 0.025 | 0.043 | 0.031 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| 視点調整機能 | 0.053 | 0.053 | 0.035 | 0.083 | 0.032 | 0.032 | 0.083 | 0.032 | 0.025 | 0.043 | 0.031 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| シートスペース調整機能 | 0.053 | 0.053 | 0.222 | 0.022 | 0.032 | 0.032 | 0.022 | 0.032 | 0.025 | 0.043 | 0.143 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| 下腿安定機能 | 0.053 | 0.053 | 0.035 | 0.124 | 0.161 | 0.034 | 0.124 | 0.171 | 0.098 | 0.043 | 0.031 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| 上肢安定機能 | 0.053 | 0.053 | 0.035 | 0.124 | 0.032 | 0.157 | 0.124 | 0.171 | 0.098 | 0.043 | 0.031 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| 温度調節機能 | 0.053 | 0.035 | 0.035 | 0.022 | 0.032 | 0.032 | 0.022 | 0.032 | 0.025 | 0.043 | 0.031 | 0.263 | 0.263 | 0.263 | 0.263 | 0.263 | 0.263 | 0.263 |
| 振動軽減機能 | 0.053 | 0.053 | 0.035 | 0.022 | 0.032 | 0.032 | 0.022 | 0.032 | 0.025 | 0.217 | 0.031 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| まぶみ解付機能 | 0.053 | 0.053 | 0.035 | 0.022 | 0.032 | 0.032 | 0.022 | 0.032 | 0.025 | 0.217 | 0.031 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.053 |
| 高触感機能 | 0.263 | 0.263 | 0.035 | 0.022 | 0.032 | 0.032 | 0.022 | 0.032 | 0.025 | 0.043 | 0.031 | 0.053 | 0.053 | 0.067 | 0.053 | 0.053 | 0.053 | 0.263 |

表付-2 STAGE II のAHP 分析結果

| | 程よい果 かさである | 適度な反 発性がある | ゆったり感 がある | 体圧分散 性が高い | 尻すべりを しない | 背ズレしな い | 体に適合し ている | サポート性 がある | 快適な姿勢 をとることができる | 身体的負担 が著しく ない | 身体的負担 を軽減でき る | 姿勢の自由 度が高い (既存の勘 手席で想定 される動的 姿勢) | 蒸れにく い | 放熱性が 高い | 通気性が いい | 適度な温 度感である | 振動吸収 性が高い | 振動減衰 性が高い | 手触り感が 良い |
|--------------|---------------|---------------|--------------|--------------|--------------|------------|--------------|--------------|--------------------|---------------------|---------------------|---|-----------|------------|------------|---------------|--------------|--------------|-------------|
| λ | 31.146 | 31.146 | 35.728 | 31.492 | 31.106 | 31.124 | 31.697 | 31.211 | 31.109 | 31.176 | 31.059 | 31.323 | 31.040 | 31.000 | 31.000 | 31.076 | 31.000 | 31.000 | 31.040 |
| C.I. | 0.005 | 0.005 | 0.158 | 0.016 | 0.004 | 0.004 | 0.023 | 0.007 | 0.004 | 0.006 | 0.002 | 0.011 | 0.001 | 0.000 | 0.000 | 0.003 | 0.000 | 0.000 | 0.001 |
| 足元スペース調整機能 | 0.021 | 0.021 | 0.105 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 前傾姿勢対応機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.097 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 後傾姿勢対応機能 | 0.021 | 0.021 | 0.092 | 0.019 | 0.023 | 0.112 | 0.015 | 0.019 | 0.086 | 0.014 | 0.016 | 0.111 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| ロッキング機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.087 | 0.023 | 0.109 | 0.015 | 0.019 | 0.086 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| ヘッドレスト上下調整機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.072 | 0.019 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 姿勢ズレ防止機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.130 | 0.122 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 左右方向姿勢保持機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.092 | 0.105 | 0.091 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| ヘッドレスト左右保持機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.072 | 0.090 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 体型適合機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.087 | 0.067 | 0.063 | 0.099 | 0.019 | 0.081 | 0.014 | 0.016 | 0.050 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 視点調整機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.070 | 0.019 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| シートスペース調整機能 | 0.021 | 0.021 | 0.115 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.050 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 下股安定機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.117 | 0.022 | 0.085 | 0.105 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.050 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 上股安定機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.085 | 0.105 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.050 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 蒸れ解消機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.134 | 0.128 | 0.143 | 0.113 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 温度調節機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.125 | 0.128 | 0.128 | 0.029 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| シート後倒機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.113 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 肩こり解消機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.038 | 0.083 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| マッカラーンジ機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.075 | 0.083 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 首の痛み防止機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.075 | 0.083 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 振動軽減機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.075 | 0.083 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.143 | 0.143 | 0.027 |
| むくみ解消機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.038 | 0.083 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 背骨疲労防止機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.075 | 0.083 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 体動による疲労軽減機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.075 | 0.083 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 高触感機能 | 0.115 | 0.115 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.141 |
| 着座足マッカラーンジ機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 体重感知機能 | 0.021 | 0.021 | 0.019 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.068 | 0.019 | 0.016 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 寝姿勢対応機能 | 0.021 | 0.021 | 0.100 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.082 | 0.014 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 伸脚対応機能 | 0.021 | 0.021 | 0.090 | 0.019 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.086 | 0.075 | 0.016 | 0.089 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 座面硬さ変動機能 | 0.115 | 0.115 | 0.019 | 0.108 | 0.066 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.044 | 0.075 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.079 |
| 座面圧力変動機能 | 0.100 | 0.100 | 0.019 | 0.108 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.044 | 0.075 | 0.016 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |
| 圧迫軽減機能 | 0.100 | 0.100 | 0.019 | 0.108 | 0.023 | 0.022 | 0.015 | 0.019 | 0.044 | 0.038 | 0.044 | 0.018 | 0.026 | 0.026 | 0.029 | 0.023 | 0.029 | 0.029 | 0.027 |

表付-3 STAGE III のAHP 分析結果

| | 親しいまわ りである | 適度な反響 性がある | ゆったり感が ある | 体圧分散性 がいい | 所すべわし ない | 背すれない | 体に適合し ている | サポート性が ある | 快適な作業 姿勢をとるこ とができる | 快適な姿勢 をとるこ とができる | 身体的負担 が軽減でき る | 姿勢の変化を 自由・制約状 態・様々な 姿勢で感じ | 姿勢変化を サポートして くれる | 熱れにくい | 放熱性が高 い | 通気性が いい | 適度な温度 感である | 振動吸収性 が高い | 振動減衰性 が高い | 手触り感が 良い |
|---------------|---------------|---------------|--------------|--------------|-------------|--------|--------------|--------------|--------------------------|------------------------|---------------------|------------------------------------|------------------------|--------|------------|------------|---------------|--------------|--------------|-------------|
| λ | 41.195 | 41.195 | 41.360 | 41.591 | 42.118 | 42.123 | 41.813 | 41.233 | 42.242 | 46.454 | 41.225 | 41.302 | 41.000 | 41.000 | 41.031 | 41.000 | 41.000 | 41.060 | 41.016 | 41.031 |
| C.L | 0.005 | 0.005 | 0.009 | 0.015 | 0.028 | 0.028 | 0.020 | 0.006 | 0.031 | 0.136 | 0.006 | 0.008 | 0.000 | 0.000 | 0.001 | 0.000 | 0.000 | 0.001 | 0.000 | 0.001 |
| 足元スペース調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.083 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.034 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 前傾姿勢対応機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.054 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.037 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 後傾姿勢対応機能 | 0.018 | 0.018 | 0.073 | 0.065 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.077 | 0.009 | 0.011 | 0.037 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| ロッキング機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.078 | 0.078 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.070 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| ヘッド・レスト上調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.038 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.061 | 0.036 | 0.009 | 0.011 | 0.033 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 姿勢・ストレッチ機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.015 | 0.064 | 0.064 | 0.013 | 0.015 | 0.061 | 0.036 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 左右方向姿勢保持機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.062 | 0.062 | 0.072 | 0.081 | 0.057 | 0.036 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| ヘッド・レスト左右保持機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.061 | 0.071 | 0.053 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| ヘッド調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.038 | 0.063 | 0.063 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.045 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 相対調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.058 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| シート・ヘッド調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.092 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.034 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 下股安定機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.065 | 0.013 | 0.068 | 0.081 | 0.051 | 0.045 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 上股安定機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.065 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.045 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 膝れ解消機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.102 | 0.082 | 0.020 | 0.020 | 0.021 |
| 膝屈調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.102 | 0.082 | 0.020 | 0.020 | 0.021 |
| シート調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 肩こり調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| フレックシング機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.021 | 0.064 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 首の痛み防止機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.064 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 後頭調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.064 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 肩甲骨調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.021 | 0.064 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 背骨姿勢矯正機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.064 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 体動による姿勢調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.064 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 姿勢変化促進機能 | 0.052 | 0.052 | 0.015 | 0.014 | 0.068 | 0.068 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.064 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 新陳代謝機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.064 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| シート方向調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.075 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.037 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 肩周圧力変動機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.010 | 0.102 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 肩周圧力変動機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.010 | 0.102 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 体圧感知機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.074 | 0.074 | 0.013 | 0.022 | 0.048 | 0.013 | 0.009 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 体圧感知機能 | 0.018 | 0.018 | 0.078 | 0.072 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.036 | 0.009 | 0.011 | 0.015 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 後姿勢対応機能 | 0.018 | 0.018 | 0.071 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.036 | 0.045 | 0.011 | 0.015 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| お尻対応機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.031 | 0.015 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 足組対応機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.031 | 0.015 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 姿勢変化促進機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.031 | 0.015 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 姿勢変化促進機能 | 0.092 | 0.092 | 0.015 | 0.038 | 0.014 | 0.014 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.068 | 0.013 | 0.045 | 0.031 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 座面圧力変動機能 | 0.101 | 0.101 | 0.015 | 0.066 | 0.014 | 0.014 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.031 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 座面圧力変動機能 | 0.088 | 0.088 | 0.015 | 0.066 | 0.014 | 0.014 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.031 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 片足調整機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.085 | 0.088 | 0.088 | 0.077 | 0.081 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 身体形状固定機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.070 | 0.013 | 0.045 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| ねじれ姿勢対応機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.072 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.072 | 0.013 | 0.045 | 0.011 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 正座対応機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.031 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 女の子座り対応機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.077 | 0.045 | 0.031 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 調整力対応機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.077 | 0.045 | 0.031 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |
| 立膝座機能 | 0.018 | 0.018 | 0.015 | 0.014 | 0.013 | 0.013 | 0.013 | 0.015 | 0.011 | 0.013 | 0.045 | 0.031 | 0.009 | 0.020 | 0.020 | 0.020 | 0.022 | 0.019 | 0.020 | 0.021 |